

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Cirugía



**ESTUDIO EXPERIMENTAL DE LA INFLUENCIA DE LA
ADICIÓN DE DISTINTOS ANTIBIÓTICOS SOBRE LAS
CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS DEL CEMENTO ÓSEO
(POLIMETIL-METACRÍLATO)**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR
PRESENTADA POR**

Pablo Sanz Ruiz

Bajo la dirección de los doctores

Javier Vaquero Martín
Francisco Forriol Campos

Madrid, 2013

UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID

FACULTAD DE MEDICINA

DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA



TESIS DOCTORAL

***Estudio experimental de la influencia de la adición de distintos
antibióticos sobre las características mecánicas del cemento
óseo (polimetil-metacrílico)***

MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR

PRESENTADA POR

Pablo Sanz Ruiz

Directores:

**Javier Vaquero Martín
Francisco Forriol Campos**

Madrid, 2012



D. Javier Vaquero Martin, Profesor Titular de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid y D.

Francisco Forriol Campos , Catedrático de Cirugía Ortopédica y Traumatología de la Facultad de Medicina de la Universidad San Pablo CEU.

HACEN CONSTAR:

Que la Tesis Doctoral que presenta a superior juicio del Tribunal D. Pablo Sanz Ruiz titulada ***“Estudio experimental de la influencia de la adición de distintos antibióticos sobre las características mecánicas del cemento óseo (polimetil-metacrilato)”*** ha sido realizada bajo nuestra dirección.

En nuestra opinión el trabajo reúne los requisitos científicos y formales para ser leída y defendida como Tesis Doctoral para optar al Grado de Doctor en Medicina siempre y cuando lo considere el Tribunal designado para tal efecto por la Universidad Complutense de Madrid.

En Madrid a veintitrés de Julio de 2012.

D. Javier Vaquero Martin
Director de la Tesis

D. Francisco Forriol Campos
Director de la Tesis

A mi mujer, Lourdes

A mi madre, M^a Gracia

AGRADECIMIENTOS

A los profesores D. Javier Vaquero Martín y D. Francisco Forriol Campos, sin cuya dirección, asesoramiento y estímulo no hubiera sido posible la culminación de esta Tesis.

Al departamento de Ingeniería mecánica de la Universidad Pontificia ICAI/Comillas especialmente a Dña. Eva Paz Jiménez, y a D. Juan Carlos del Real Moreno así como a Dña. Juana Abenojar Buendía de la Universidad Carlos III. Sin sus ideas, entusiasmo y trabajo hubiera sido imposible este proyecto.

A todos mis compañeros del Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital Gregorio Marañón, por su afecto, ánimo y la multitud de consejos y sugerencias que me han dado, y en especial al Doctor Manuel Villanueva Martínez por mostrarme el apasionante mundo de la cirugía protésica y al Doctor José Antonio Matas Díaz, por recordarme todos los días la importancia de la infección protésica.

Al Servicio de Estadística y Medicina Preventiva por su paciencia y colaboración prestada en la interpretación estadística de los datos obtenidos.

A Francisco y Guillermo por su colaboración desinteresada en este proyecto.

A mi familia, en especial mi madre por su estímulo, apoyo y enseñarme que hay que intentar dar lo mejor de uno mismo.

Por último, y de manera muy especial a mi mujer, Lourdes. Sin su paciencia infinita, apoyo y cariño hubiera sido imposible la realización de este trabajo.

Sorprenderse, extrañarse,
es comenzar a entender.

José Ortega y Gasset (1883-1955)

INDICE

Tabla de contenido

1	INTRODUCCION	1
1.1	INFECCIÓN EN ARTROPLASTIAS	3
1.1.1	Prevalencia y coste	3
1.1.2	Fisiopatología	5
1.1.3	Diagnóstico	5
1.1.4	Tratamiento	11
1.1.5	Profilaxis	19
1.2	CEMENTO OSEO	21
1.2.1	Historia	21
1.2.2	Función del cemento óseo	22
1.2.3	Composición	23
1.2.4	Radiopacidad	24
1.2.5	Polimerización del cemento	25
1.2.6	Viscosidad	28
1.2.7	Variaciones en las propiedades del cemento óseo	30
1.2.8	Test mecánicos	33
1.2.9	Uso actual del cemento óseo en ortopedia.	34
1.2.10	Evolución del cemento óseo en el tratamiento de la infección protésica.....	36
1.2.11	Antibióticos.....	37
2	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	41
2.1	JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO	43
2.2	HIPOTESIS DE TRABAJO	45
2.3	OBJETIVOS.....	46
3	MATERIAL Y MÉTODO	49
3.1	CEMENTO ÓSEO	51
3.2	DEFINICIÓN GRUPOS DE ESTUDIO	52
3.3	PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS	56
3.3.1	Preparación del cemento	56
3.3.2	Preparación muestras estudio desgaste.	58

3.3.3	Acondicionamiento y envejecimiento muestras desgaste.	61
3.3.4	Preparación muestras estudio resistencia flexión	61
3.3.5	Acondicionamiento y envejecimiento muestras resistencia flexión.	64
3.4	EQUIPOS UTILIZADOS	65
3.4.1	Ensayos de desgaste	65
3.4.2	Ensayos resistencia a momento de flexión	70
3.5	CONTROL DE CALIDAD	74
3.6	ANÁLISIS DE LOS DATOS	75
3.6.1	Variables de medición	75
3.6.2	Estadística	76
4	RESULTADOS	79
4.1	ENSAYOS DE DESGASTE	81
4.1.1	Condición en medio seco	81
4.1.2	Condición en medio húmedo	85
4.1.3	Condición en una semana de inmersión en medio húmedo	89
4.1.4	Condición en un mes de inmersión en medio húmedo	93
4.1.5	Comportamiento de los grupos en los distintos medios	97
4.1.6	Curvas de rozamiento	107
4.2	ENSAYOS DE FLEXIÓN	109
4.2.1	Condición en seco	109
4.2.2	Condición en húmedo	115
4.2.3	Comportamiento en medio seco frente a húmedo.	124
4.3	RESULTADOS VISUALES DE MICROSCOPIA DE BARRIDO	126
5	DISCUSIÓN	135
5.1	ELECCIÓN DEL CEMENTO	141
5.2	LA ELECCIÓN DE LOS ANTIBIÓTICOS	143
5.3	EFFECTO DE LA INCLUSIÓN EN MEDIO ACUOSO EN LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL CEMENTO ÓSEO	147
5.4	EFFECTO DEL TIEMPO (ENVEJECIMIENTO) EN LAS PROPIEDADES MECÁNICAS DEL CEMENTO ÓSEO.	151
5.5	VARIACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL CEMENTO ÓSEO EN FUNCIÓN DEL PESO MOLECULAR DEL ANTIBIÓTICO MEZCLADO.	155
5.6	APLICACIÓN CLÍNICA	159
5.7	FUTURO DEL CEMENTO CARGADO CON ANTIBIÓTICO	161
5.8	LIMITACIONES DEL ESTUDIO.	163

6	CONCLUSIONES.....	165
7	BIBLIOGRAFIA.....	169
8	ANEXO I (Tablas)	193
8.1	Datos del ensayo de desgaste para la condición en seco.....	195
8.2	Datos del ensayo de desgaste para la condición en húmedo.....	198
8.3	Datos del ensayo de desgaste para la condición en húmedo tras una semana en suero	201
8.4	Datos del ensayo de desgaste para la condición en húmedo tras un mes en suero	204
8.5	Datos por grupos en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste	207
9	ANEXO II (Imágenes SEM)	213
9.1	Imágenes del ensayo de desgaste para la condición en seco.....	215
9.2	Imágenes del ensayo de desgaste para la condición en húmedo.....	229
9.3	Imágenes del ensayo de desgaste para la condición en húmedo tras una semana en suero.....	235
9.4	Imágenes del ensayo de desgaste para la condición en húmedo tras una mes en suero	248

INDICE DE TABLAS

Índice de tablas

<i>Tabla 1: Clasificación de la infección protésica según Tsukuyama</i>	<i>11</i>
<i>Tabla 2: Factores de riesgo para infección protésica estratificados</i>	<i>20</i>
<i>Tabla 3: Composición del cemento óseo utilizado como grupo control.....</i>	<i>51</i>
<i>Tabla 4: Método para la adicción manual del antibiótico según Frommelt</i>	<i>57</i>
<i>Tabla 5: Estadísticos descriptivos muestras en seco</i>	<i>82</i>
<i>Tabla 6: Estadísticos descriptivos muestras en medio húmedo.</i>	<i>86</i>
<i>Tabla 7: Estadísticos descriptivos muestras sumergidas una semana.....</i>	<i>90</i>
<i>Tabla 8: Estadísticos descriptivos muestras sumergidas un mes</i>	<i>93</i>
<i>Tabla 9: Tamaño de las muestras en seco para ensayos de flexión.....</i>	<i>109</i>
<i>Tabla 10: Estadísticos descriptivos para las muestras de flexión en seco.</i>	<i>111</i>
<i>Tabla 11: Resumen datos grupo 1-3 en seco.....</i>	<i>112</i>
<i>Tabla 12: Resumen datos grupos 4-6 en seco.....</i>	<i>112</i>
<i>Tabla 13: Tamaño de las muestras en húmedo para ensayos de flexión</i>	<i>115</i>
<i>Tabla 14: Resumen datos grupo 1-3 en húmedo.....</i>	<i>116</i>
<i>Tabla 15: Resumen datos grupo 4-6 en húmedo.....</i>	<i>117</i>
<i>Tabla 16: Estadísticos descriptivos para las muestras de flexión en seco.</i>	<i>118</i>
<i>Tabla 17: Comparación entre variables de los grupos con cefazolina y sin ella en húmedo.....</i>	<i>121</i>
<i>Tabla 18: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en medio seco</i>	<i>197</i>
<i>Tabla 19: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en medio húmedo</i>	<i>200</i>
<i>Tabla 20: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en 1 semana en medio húmedo.</i>	<i>203</i>
<i>Tabla 21: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en 1 mes en medio húmedo.</i>	<i>206</i>
<i>Tabla 22: Datos del grupo 1 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste.</i>	<i>207</i>
<i>Tabla 23: Datos del grupo 2 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste</i>	<i>208</i>
<i>Tabla 24: Datos del grupo 3 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste</i>	<i>209</i>
<i>Tabla 25: Datos del grupo 4 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste</i>	<i>210</i>
<i>Tabla 26: Datos del grupo 5 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste</i>	<i>211</i>
<i>Tabla 27: Datos del grupo 6 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste</i>	<i>212</i>

INDICE DE FIGURAS

Índice de figuras

<i>Figura 1: Recambio en un tiempo de PTC y PTR, ambas cementadas, tras infección.....</i>	<i>13</i>
<i>Figura 2: Espaciador de cadera y rodilla en el primer tiempo de un recambio protésico por infección</i>	<i>16</i>
<i>Figura 3: Artroplastia de resección de cadera en paciente no susceptible de revisión protésica</i>	<i>17</i>
<i>Figura 4: Artrodesis con fijador externo tras nueva infección protésica de una PTR implantada en un segundo tiempo.....</i>	<i>18</i>
<i>Figura 5: Representación de las 4 fases de fraguado del cemento Palacos R</i>	<i>29</i>
<i>Figura 6: Porosidad en superficie cemento óseo. Obsérvese cavidad dejada por burbujas de aire.....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 7: Evolución del sistema de fijación protésica en artroplastias de cadera en Noruega (en verde implantes cementados; verde oscuro con antibiótico)</i>	<i>34</i>
<i>Figura 8: Utilización del cemento como relleno de espacio muerto y fuente de liberación de antibiótico en un fractura abierta</i>	<i>35</i>
<i>Figura 9: Contenido de gentamicina en el polvo de varios cementos óseos (en gris) y liberación “in vivo” del antibiótico en mg/gr de cemento fraguado tras 7 días de implantación (en negro)</i>	<i>40</i>
<i>Figura 10: Esquema molécula Cefazolina.....</i>	<i>53</i>
<i>Figura 11: Esquema molécula vancomicina</i>	<i>53</i>
<i>Figura 12: Tiempos de manipulación (moldeado) de la mezcla manual del cemento óseo Palacos R sin enfriamiento previo, según el fabricante.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 13: Esquema tamaño y forma muestras estudio desgaste.....</i>	<i>58</i>
<i>Figura 14: Molde de silicona usada para crear las muestras de desgaste.....</i>	<i>59</i>
<i>Figura 15: Ilustración del prensado para obtener muestras homogéneas.</i>	<i>60</i>
<i>Figura 16: Probetas para la realización de los ensayos de desgaste</i>	<i>60</i>
<i>Figura 17: Esquema tamaño y forma muestras estudio resistencia a flexión.....</i>	<i>62</i>
<i>Figura 18: Molde utilizado para crear las muestras para los ensayos de resistencia a la flexión.</i>	<i>62</i>
<i>Figura 19: Muestras para la medición de la resistencia a la flexión</i>	<i>63</i>
<i>Figura 20: Tribómetro utilizado en los ensayos de desgaste.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 21: Bola de acero del tribómetro produciendo una pista de desgaste en una muestra.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 22: Perfilómetro Nikon Profile Proyector V-20^a.....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 23: Microscopio electrónico de barrido utilizado.....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 24: Esquema aplicación muestras de flexión en maquina Ibertest.....</i>	<i>72</i>
<i>Figura 25: Máquina Ibertest utilizada en el estudio de flexión y colocación de la muestra en zona de ensayo</i>	<i>72</i>
<i>Figura 26: Detalle colocación de muestra con dos puntos de soporte laterales y aplicación fuerza deformante central.</i>	<i>73</i>
<i>Figura 27: Coeficiente de rozamiento frente a grupo de trabajo para cada una de las condiciones de ensayo</i>	<i>104</i>

<i>Figura 28: Coeficiente de rozamiento frente a las condiciones de ensayo para cada uno de los grupos</i>	104
<i>Figura 29: Desgaste frente a grupo de trabajo para cada una de las condiciones de ensayo</i>	105
<i>Figura 30: Desgaste frente a las condiciones de envejecimiento para cada uno de los grupos de trabajo</i>	105
<i>Figura 31: Comparación del desgaste frente al grupo control de los grupos que contienen cargas de Vancomicina para ensayos realizados en húmedo y tras un mes de envejecimiento</i>	106
<i>Figura 32: Comparación del desgaste frente al grupo control de los grupos que contienen cargas de Cefazolina para ensayos realizados en húmedo tras un mes de envejecimiento</i>	106
<i>Figura 33: Curva de desgaste (coeficiente de rozamiento frente a la distancia recorrida) para el grupo 2 ensayado en seco</i>	107
<i>Figura 34: Curva de desgaste (coeficiente de rozamiento frente a distancia recorrida) Para el grupo 2 ensayado en húmedo tras un mes de envejecimiento en suero</i>	108
<i>Figura 35: Comparación longitud, espesor y anchura de las distintas muestras de flexión en seco</i>	110
<i>Figura 36: Comparación del módulo de Young, Tensión y relación fuerza/deformación de las distintas muestras de flexión en seco</i>	111
<i>Figura 37: Comparación longitud, espesor y anchura de las distintas muestras de flexión en húmedo</i>	116
<i>Figura 38: Comparación del modulo de Young, Tensión y relación fuerza/deformación de las distintas muestras de flexión en húmedo</i>	118
<i>Figura 39: Muestra de cemento con cefazolina donde se observa teñida la superficie en contacto con el suero</i>	122
<i>Figura 40: Muestras con cefazolina y sin ella tras sumergiese en suero</i>	123
<i>Figura 41: Tensión de rotura de los ensayos realizados a flexión para cada uno de los grupos de trabajo, tanto sin envejecimiento, como tras un mes de inmersión en suero</i>	125
<i>Figura 42: Módulo de Flexión obtenido de los ensayos realizados en probetas sin envejecer y tras un mes de inmersión en suero a 37 °C</i>	125
<i>Figura 43: Superficie fuera de la zona de la pista de desgaste donde se aprecia las aglomeraciones de partículas de Dióxido de Zirconio (manchas blancas)</i>	126
<i>Figura 44: Aspecto de la superficie dentro material dentro de la pista de desgaste del grupo 1 ensayado en seco</i>	127
<i>Figura 45: Corte transversal de una pista donde se observa como el suero penetra entre los intersticios del material (zonas gris oscuro), este contacto con el suero puede dar lugar a una plastificación del mismo</i>	128
<i>Figura 46: Pista de desgaste del grupo 6 ensayado en seco. Ancho de pista 1,57 mm</i>	129
<i>Figura 47: Detalle dentro de la pista de desgaste del grupo 6 ensayado en seco</i>	129
<i>Figura 48: Pista de desgaste del grupo 6 ensayado en suero tras una semana de envejecimiento. Ancho de pista 0,8 mm</i>	130
<i>Figura 49: Detalle dentro de la pista de desgaste del grupo 5 ensayado en húmedo tras una semana de envejecimiento</i>	130

<i>Figura 50: Superficie normal del cemento óseo vista en el SEM.....</i>	<i>131</i>
<i>Figura 51: Corte transversal de la pista de desgaste ensayada en húmedo tras una semana de envejecimiento.</i>	<i>132</i>
<i>Figura 52: Mismo corte transversal de la figura 9 vista en BSE (microscopia electrónica de barrido utilizando electrones radiodispersados)</i>	<i>133</i>
<i>Figura 53: Interior de la pista de desgaste tomada en BSE de una muestra ensayada en seco.....</i>	<i>134</i>
<i>Figura 54: Interior de la pista de desgaste tomada en BSE del grupo 4 ensayado en húmedo y tras un mes de envejecimiento en suero salino.....</i>	<i>134</i>

INDICE DE IMAGENES

Índice de imágenes (anexo II)

<i>Imagen 1: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en seco a cincuenta aumentos.....</i>	<i>215</i>
<i>Imagen 2: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en seco a doscientos aumentos</i>	<i>216</i>
<i>Imagen 3: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en seco a mil doscientos aumentos.....</i>	<i>216</i>
<i>Imagen 4: Corte transversal muestra grupo 1 en seco aumentada a ochocientos aumentos.....</i>	<i>217</i>
<i>Imagen 5: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en seco a cincuenta aumentos.....</i>	<i>218</i>
<i>Imagen 6: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en seco a doscientos aumentos</i>	<i>218</i>
<i>Imagen 7: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en seco a mil doscientos aumentos con técnica BSE (microscopia electrónica de barrido utilizando electrones radiodispersados).....</i>	<i>219</i>
<i>Imagen 8: Corte transversal muestra grupo 2 en seco aumentada a ochocientos aumentos.....</i>	<i>219</i>
<i>Imagen 9: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a cincuenta aumentos.....</i>	<i>220</i>
<i>Imagen 10: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a doscientos aumentos.....</i>	<i>220</i>
<i>Imagen 11: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a mil doscientos aumentos.....</i>	<i>221</i>
<i>Imagen 12: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a tres mil quinientos aumentos con técnica BSE</i>	<i>221</i>
<i>Imagen 13: Corte transversal muestra grupo 3 en seco aumentada a ochocientos aumentos.....</i>	<i>222</i>
<i>Imagen 14: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a cincuenta aumentos.</i>	<i>223</i>
<i>Imagen 15: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>223</i>
<i>Imagen 16: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a mil doscientos aumentos.....</i>	<i>224</i>
<i>Imagen 17: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a ochocientos aumentos con técnica BSE</i>	<i>224</i>
<i>Imagen 18: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 en seco a cincuenta aumentos</i>	<i>225</i>
<i>Imagen 19: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 en seco a doscientos aumentos.....</i>	<i>225</i>
<i>Imagen 20: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 en seco a mil doscientos aumentos.....</i>	<i>226</i>
<i>Imagen 21: Corte transversal muestra del grupo 5 en seco vista con ochocientos aumentos.....</i>	<i>226</i>
<i>Imagen 22: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 en seco a cincuenta aumentos</i>	<i>227</i>
<i>Imagen 23: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 en seco a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>227</i>
<i>Imagen 24: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 en seco a mil quinientos aumentos.....</i>	<i>228</i>
<i>Imagen 25: Corte transversal muestra del grupo 6 en seco vista con ochocientos aumentos.....</i>	<i>228</i>
<i>Imagen 26: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en húmedo a dos mil aumentos con técnica BSE</i>	<i>229</i>
<i>Imagen 27: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en húmedo a mil quinientos aumentos.....</i>	<i>230</i>
<i>Imagen 28: Vista de un corte transversal de la pista de desgaste del grupo 3 en húmedo a mil aumentos con técnica BSE</i>	<i>231</i>
<i>Imagen 29: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en húmedo a mil doscientos aumentos con técnica BSE.....</i>	<i>232</i>

<i>Imagen 30: Corte transversal de la pista de desgaste del grupo 5 en húmedo a ochocientos con técnica BSE.....</i>	<i>233</i>
<i>Imagen 31: Vista de superficie de un corte transversal de la pista de desgaste del grupo 6 en húmedo a mil doscientos aumentos con técnica BSE.....</i>	<i>234</i>
<i>Imagen 32: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a cincuenta aumentos</i>	<i>235</i>
<i>Imagen 33: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>236</i>
<i>Imagen 34: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a mil doscientos aumentos con técnica BSE.....</i>	<i>236</i>
<i>Imagen 35: Corte transversal de muestra del grupo 1 tras una semana en suero a ochocientos aumentos con técnica BSE.....</i>	<i>237</i>
<i>Imagen 36: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras una semana en suero a cincuenta aumentos</i>	<i>238</i>
<i>Imagen 37: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>238</i>
<i>Imagen 38: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos</i>	<i>239</i>
<i>Imagen 39: Corte transversal de muestra del grupo 2 tras una semana en suero a ochocientos aumentos con técnica BSE.....</i>	<i>239</i>
<i>Imagen 40: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras una semana en suero a cincuenta aumentos</i>	<i>240</i>
<i>Imagen 41: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos.....</i>	<i>240</i>
<i>Imagen 42: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos</i>	<i>241</i>
<i>Imagen 43: Imagen de superficie de un corte transversal de una muestra del grupo 3 tras una semana en suero a dos mil aumentos.....</i>	<i>241</i>
<i>Imagen 44: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras una semana en suero a cincuenta aumentos.</i>	
<i>Imagen 45: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>242</i>
<i>Imagen 46: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos</i>	<i>243</i>
<i>Imagen 47: Vista de superficie de un corte transversal de una muestra del grupo 4 tras una semana en suero a dos mil aumentos.....</i>	<i>243</i>
<i>Imagen 48: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras una semana en suero a cincuenta aumentos</i>	<i>244</i>
<i>Imagen 49: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>244</i>

<i>Imagen 50: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos</i>	<i>245</i>
<i>Imagen 51: Corte transversal de muestras del grupo 5 tras una semana en suero vista a mil doscientos aumentos con técnica BSE</i>	<i>245</i>
<i>Imagen 52: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras una semana en suero a cincuenta aumentos</i>	<i>246</i>
<i>Imagen 53: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos</i>	<i>246</i>
<i>Imagen 54: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras una semana en suero a mil doscientos aumentos con BSE</i>	<i>247</i>
<i>Imagen 55: Vista de superficie de corte transversal de muestra del grupo 6 tras una semana en suero a dos mil aumentos con técnica de BSE</i>	<i>247</i>
<i>Imagen 56: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a cien aumentos.....</i>	<i>248</i>
<i>Imagen 57: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE</i>	<i>249</i>
<i>Imagen 58: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 1 tras un mes en suero a ochocientos aumentos</i>	<i>249</i>
<i>Imagen 59: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 1 tras un mes en suero con tres mil quinientos aumentos y técnica BSE</i>	<i>250</i>
<i>Imagen 60: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras un mes en suero a cien aumentos.....</i>	<i>251</i>
<i>Imagen 61: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica de BSE</i>	<i>251</i>
<i>Imagen 62: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 2 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos.....</i>	<i>252</i>
<i>Imagen 63: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 2 tras un mes en suero a mil doscientos aumentos y técnica BSE</i>	<i>252</i>
<i>Imagen 64: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras un mes en suero a cien aumentos</i>	
<i>Imagen 65: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE</i>	<i>253</i>
<i>Imagen 66: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 3 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos.....</i>	<i>254</i>
<i>Imagen 67: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 3 tras un mes en suero a tres mil quinientos aumentos y técnica BSE</i>	<i>254</i>
<i>Imagen 68: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras un mes en suero a cien aumentos</i>	<i>255</i>
<i>Imagen 69: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE</i>	<i>255</i>
<i>Imagen 70: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 4 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos.....</i>	<i>256</i>
<i>Imagen 71: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 4 tras un mes en suero a mil aumentos y técnica BSE</i>	<i>256</i>

<i>Imagen 72: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras un mes en suero a cien aumentos</i>	<i>257</i>
<i>Imagen 73: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE.....</i>	<i>257</i>
<i>Imagen 74: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 5 tras un mes en suero a mil aumentos</i>	<i>258</i>
<i>Imagen 75: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 5 tras un mes en suero a mil quinientos aumentos y técnica BSE</i>	<i>258</i>
<i>Imagen 76: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras un mes en suero a cien aumentos con BSE</i>	<i>259</i>
<i>Imagen 77: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con BSE</i>	<i>259</i>
<i>Imagen 78: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 6 tras un mes en suero a mil doscientos aumentos</i>	<i>260</i>
<i>Imagen 79: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 6 tras un mes en suero a mil quinientos aumentos y técnica BSE</i>	<i>260</i>

INDICE DE ABREVIATURA

Índice de abreviaturas

PCR.....	Proteína C Reactiva
PMN.....	Polimorfonucleares
VSG.....	Velocidad de sedimentación globular
IL-6.....	Interleucina 6
Tc99.....	Tecnecio 99
In111.....	Indio 111
PET-FD.....	Tomografía por emisión de positrones con fluorodeoxiglucosa
VPP.....	Valor Predictivo Positivo
PCR.....	Reacción en cadena de la polimerasa
PTR.....	Prótesis total de rodilla
AAOS.....	American Academy Orthopaedics surgeons
SAMR.....	<i>Staphylococcus aureus meticilin resistente</i>
SEMR.....	<i>Staphylococcus epidermidis meticilin resistente</i>
PMMA.....	Polimetilmetacrilato
BPO.....	Peróxido de Benzoilo
MMA.....	Metilmetacrilato
BaSO ₂	Sulfato de Bario
ZrO ₂	Dióxido de Zirconio
DmpT.....	N-dimetil para-toluidina
PM.....	Peso molecular
ISO.....	International Organization for Standardization
ASTM.....	American Section of th International Association for Testing Materials
FDA.....	Food and Drug administration
RPM.....	Revoluciones por minuto
SEM.....	Scanning Electron Microscope
BSE.....	Microscopia electrónica de barrido utilizando electrones radiodispersados
EtO.....	Gas de Oxido de Etileno

1 INTRODUCCION

1.1 INFECCIÓN EN ARTROPLASTIAS

El número creciente de artroplastias implantadas en el mundo lleva consigo un notable aumento de las complicaciones asociadas a este procedimiento. La infección del implante es la más importante, tanto para el cirujano como para el paciente. A pesar de que el problema es bien conocido y, también, temido, no disponemos de protocolos de actuación óptimos basados en una sólida evidencia científica, con estrategias desarrolladas en diferentes centros, frecuentemente al margen de los artículos, estudios clínicos y consensos existentes.

1.1.1 Prevalencia y coste

La infección protésica es una complicación que se puede presentar de una intervención muy frecuente y que presenta consecuencias como son la destrucción de la reserva ósea, el fallo de la artroplastia incluyendo, la necesidad de amputación o incluso el éxitus del paciente secundario a una sepsis por diseminación sistémica de microorganismos. Aunque su incidencia es baja, la prevalencia esta aumentando como consecuencia de una mayor supervivencia de los implantes, el uso extendido de medicaciones que regulan el sistema inmunológico así como una mayor esperanza de vida de los pacientes, todos ellos factores de riesgo de infección tardía y hematógena (192). Así, la infección hematógena y tardía sigue aumentando a pesar de los nuevos en diseños

protésicos, la mejora de la técnica quirúrgica y la mejora de la profilaxis antibiótica.

La prevalencia exacta se encuentra en continua discusión, dependiendo de los criterios usados, las herramientas diagnosticas y el seguimiento de los pacientes. Esto produce cierta confusión entre los diferentes datos publicados. Se estima que ocurre en un 0,5-1% de las artroplastias totales de cadera , 0,5-1% de las de rodilla, 1% de las de hombro , 5,3-11% de codo, 3,1% de tobillo y 2-8% en las fusiones vertebrales. En las revisiones, están cifras ascienden hasta un 5-12% en las mejores series (199). Estos datos varían si se usan técnicas de diagnostico indirecto como la PCR frente a la detección clásica del microorganismo mediante cultivo.

Datos del Medicare estadounidense muestran que la prevalencia de infección a los dos años tras artroplastia total de cadera en pacientes con una media de 65 años es del 1,63%, mientras que entre los 2 y los 10 años es de 0,59% (145). Esta tasa es similar a la publicada hace 30 años por la clínica Mayo de 1,7% en primarias y 3,2% en revisiones (74). Bozic et al evaluó los costes de 51,345 pacientes demostrando que las revisiones por infección abarcaban el 14,8% de todas las revisiones con una media de estancia hospitalaria de 6 días y un coste de \$56,087 por paciente cuando la revisión era de todos los componentes (24). La tasa de revisión por infección de artroplastia de cadera se espera que aumente en EEUU de manera considerable. Kurtz et al han mostrado que el numero de infecciones tras revisión de cadera se incrementará de 3400 en 2005, a 46000 en 2030, aumentando la revisión séptica de un 8,4% en 2005 a un 47,5% en 2030. Se espera, por lo tanto, que la infección protésica será la causa más frecuente de revisión en artroplastia en las próximas dos o tres décadas (107).

Si estudiamos la tasa de revisión por infección en artroplastia de rodilla en EEUU, se prevé un aumento de 6400 casos en 2005 a 175500 en 2030. La carga económica de las infecciones se espera que supere el 50% de los recursos hospitalarios disponibles para revisión protésica en el año 2025 par artroplastias de cadera y en 2016 para artroplastias de rodilla (107).

1.1.2 Fisiopatología

La infección en un implante protésico viene determinado por la aparición de un biofilm que recubre y protege comunicación entre las bacterias en el medio. La pluralidad y la diferenciación de las bacterias a una fase latente en el interior del biofilm explica la difícil penetrabilidad de los antibióticos. Las dosis activas in vitro frente a una bacteria en condiciones de biofilm es de 200 a 1000 veces superior a la normal. Esto hace imposible el tratamiento adecuado de las infecciones protésicas con antibióticos sistémicos, cuyas dosis necesarias sería tóxicas para el paciente (11).

1.1.3 Diagnóstico

Aunque no existe un consenso común para definir una infección protésica, es aceptada la definición propuesta de Ghanem et al., en la cual se da uno de los siguientes criterios (60):

- 1- Presencia de un absceso o tracto fistuloso con la articulación.
- 2- Existencia de un cultivo preoperatorio positivo en medio solido tras realizar un aspirado intrarticular.
- 3- Dos o más cultivos positivos intraoperatorios del mismo organismo, o un cultivo positivo asociado a la presencia de pus intrarticular o hallazgos histológicos anormales (>5 PMN/campo)

El diagnostico de la infección periprotésica se basa en datos clínicos, serológicos, pruebas de imagen, microbiológicos y criterios histológicos. Es más fácil el diagnostico de la infección precoz, puesto que existen síntomas específicos que se encuentran ausentes en las infecciones tardías, pasando estas desapercibidas en múltiples ocasiones, siendo diagnosticadas la mayoría de las veces como aflojamientos asépticos (126).

Clínica

Los signos y síntomas clínicos de infección protésica incluyen la persistencia del dolor, calor local , eritema, hinchazón y drenaje por la herida tras la artroplastia. A la exploración física se observa limitación del rango de movimiento y un dolor intenso, mayor del esperado, con el movimiento.

Serología

El recuento leucocitario generalmente es normal en infecciones protésicas, siendo de poca ayuda. La velocidad de sedimentación globular (VSG) es un marcador de inflamación no específico con una elevación que presenta un pico a los 5-7 días tras cirugía y que vuelve a sus valores habituales entre los 3 meses y 1

año. La persistencia de elevación de este valor por encima de 30 mm/hora al año de la intervención quirúrgica sugiere infección, presentando una sensibilidad del 82% y una especificidad del 87% para el diagnóstico de infección de artroplastia de rodilla (67). No obstante la VSG también está elevada en otros procesos inflamatorios, además de infecciosos, siendo, por lo tanto, su especificidad en estos casos baja.

La proteína C reactiva (PCR) es un reactante de fase aguda producida por los hepatocitos como respuesta a la infección, inflamación o lesión aguda. La elevación de este reactante de fase aguda presenta un pico a los 2-3 días tras la cirugía, volviendo a sus niveles normales entre los 14-21 días posquirúrgicos. Unos niveles anormales, superiores a 10 pg/ml a los 14-21 días de la cirugía, presentan un 93% de sensibilidad y un 83% de especificidad para el diagnóstico de infección protésica en ausencia de otra causa justificable.

Un nuevo test para el diagnóstico de la infección protésica es la interleucina 6 (IL6) que estimula las células hepáticas a la producción de PCR. Su elevación tiene un pico a las 6-12 h, volviendo a la normalidad a las 48-72 h. Usando el límite de 10 pg/ml presenta una sensibilidad del 100% y especificidad del 95% para el diagnóstico de infección en artroplastia de rodilla (45). Pero también otras patologías crónicas que cursan con inflamación crónica pueden elevar la IL6, como la artritis reumatoide, esclerosis múltiple, el uso de antibióticos antes de la cirugía, la enfermedad de Paget y el SIDA.

Actualmente se combinan la VSG y la PCR como marcadores de infección, presentando una sensibilidad y especificidad altas y siendo especialmente importante su valor predictivo negativo que descarta un proceso infeccioso cuando estos valores son normales en ausencia de inmunodeficiencia. La IL6 ha quedado

relegada a su uso experimental dado su elevado precio y la eficacia de los parámetros VSG/PCR.

Pruebas de imagen

Existen diversas pruebas de imagen para el diagnóstico de infección. Radiográficamente se pueden observar formación ósea perióstica, focos de osteolisis, y/o reabsorción del hueso subcondral, aunque estos hallazgos suelen aparecer en fases tardías. Las radiolucencias pueden producirse en diferentes procesos, no solo sépticos, siendo necesaria la valoración de radiografías seriadas para identificar el desgaste, la osteolisis o las fracturas.

Las pruebas de medicina nuclear ayudan ya que no se ven afectadas por la presencia de implantes metálicos. La gammagrafía de triple fase con tecnecio-99 (Tc99) es un procedimiento simple, muy sensible pero que no permite distinguir entre aflojamiento aséptico o infección (123). Dado su alto valor predictivo negativo, es útil como prueba de cribaje (177).

El leucoscan con indio-111 (In111) es más sensible que la gammagrafía con Tc99 para el diagnóstico de infección protésica, aunque es menos específico. El uso combinado de ambas pruebas presenta una capacidad de detección de infección del 95% (179).

La tomografía por emisión de positrones con fluorodeoxiglucosa (PET-FDG) es una prueba de reciente evaluación. En un estudio presentó una sensibilidad del 91% y una especificidad del 72% para el diagnóstico de infección protésica (198). Entre sus ventajas destacan la rapidez y la necesidad de un solo pinchazo, frente a su alto coste y la presencia de falsos positivos en aflojamientos asépticos.

Reinartz en un meta-análisis establece la precisión de estas tres pruebas para el diagnóstico de una infección protésica en el 81%, 84% y 83% respectivamente (162).

Aspirado articular y anatomía patológica.

El aspirado articular es un procedimiento simple en la mayoría de las articulaciones que, en ocasiones, necesitan del soporte de la imagen para su obtención, como ocurre en la cadera. Del aspirado articular debe obtenerse una muestra que nos permita estudiar el recuento celular, realizar cultivos y visualizar la presencia de microcristales. El uso de antibióticos previos a la realización de una aspiración articular puede ocasionar la aparición de un falso negativo. En el líquido sinovial se debe efectuar el recuento leucocitario, así como su diferenciación. Un recuento leucocitario mayor de 1100 leucocitos/ml presenta una sensibilidad del 95% y 94% de especificidad para diagnóstico de infección en artroplastias de rodilla. Si esto se asocia con un recuento de neutrófilos superior del 91% el valor predictivo positivo (VPP) es del 98,6% (60).

Los cortes congelados de muestras tomadas durante la cirugía son usados para la toma de decisiones intraoperatorias. Los criterios no son uniformes, no obstante la presencia de más de cinco neutrófilos por campo en cinco campos presenta una sensibilidad de 25% y una especificidad del 95% (137).

El test de Gram no es muy útil para el diagnóstico de una infección protésica, presentando una pobre rentabilidad diagnóstica (138).

Los cultivos intraoperatorios son considerados convencionalmente como el “gold estándar” para el diagnóstico de infección protésica, aunque el 10% de las infecciones protésicas se pueden presentar con cultivos negativos. Además, los

resultados de los cultivos pueden tardar entre dos y cinco días , pudiendo sufrir alguna contaminación en ese tiempo (15).

Diagnostico molecular

Las técnicas de diagnostico molecular son nuevas herramientas para el diagnostico de la infección protésica. La reacción en cadena de la polimerasa (PCR) amplía el ADN bacteriano permitiendo la detección de bacterias, ya sean vivas o restos de ellas producidos tras la ultrasonificación con obtención de resultados a las doce o trece horas. Esta técnica presenta la ventaja frente a los cultivos tradicionales de que no se ve afectada por un tratamiento antimicrobiano previo, pero presenta el inconveniente de amplia el ADN de cualquier contaminante presente, pudiendo producir falsos positivos (147).

La microscopia de inmunofluorescencia permite, mediante una técnica barata, distinguir entre los organismos pertenecientes al biofilm y aquellos otros organismos que actúan como contaminantes (130).

La ultrasonificación es una técnica que utiliza los ultrasonidos para romper el biofilm, formado alrededor de los implantes extraídos de las revisiones protésicas, para aumentar el número de bacterias para los cultivos microbiológicos, mejorando a un 78,5% y 98,8 % la sensibilidad y especificidad frente a un 60,8% y 99,2% que presentan los cultivos convencionales. Una modificación de esta técnica, la ultrasonificación de largo tiempo produce una lisis bacteriana siendo utilizada para obtener mayor material genético donde posteriormente realizar una prueba de reacción en cadena de la polimerasa (PCR) y poder conseguir un diagnostico molecular de la infección (183).

1.1.4 Tratamiento

El tratamiento de una infección protésica depende de varios factores relacionados con el paciente (edad, estado salud, comorbilidades), y no relacionados como la duración de los síntomas o el microorganismo responsable. El tipo de infección protésica se divide, frecuentemente, en cuatro categorías, cultivos intraoperatorios positivos sin clínica evidente, infección precoz postoperatoria (menor de cuatro semanas), infección crónica e infección tardía hematológica (170) (Tabla1).

Tipos de infección protésica	
Tipo 1	Infección protésica precoz (<4 sem)
Tipo 2	Infección protésica tardía
Tipo 4	Cultivos + sin clínica de infección
Tipo 3	Infección protésica hematológica

Tabla 1: Clasificación de la infección protésica según Tsukuyama (170)

Dependiendo del tipo de infección descritas anteriormente, se recomienda realizar un tratamiento u otro (54, 91, 194). Ante una infección precoz, la mayoría de los autores recomiendan la retención del componente con irrigación y desbridamiento importante y cambio de los componentes móviles. En el caso de una infección tardía, la recomendación actual es el recambio en dos tiempos. En casos de pacientes jóvenes, con gérmenes poco agresivos sensibles a tratamiento antibiótico sin fístulas y que no requieran injertos óseos, se puede realizar un recambio en un tiempo. En la infección tardía hematológica existe mayor

controversia, existiendo autores que prefieren realizar un desbridamiento y cambio de pieza móviles aunque su tasa de éxito es inferior que en la infección precoz. Otros prefieren tratarla como una infección tardía, realizando un recambio en uno o dos tiempos. Por último, cuando el cultivo es positivo se acepta el tratamiento antibiótico intravenoso previa consulta a un especialista en microbiología y si se desarrolla una infección clínica, tratarla como tal. El tratamiento con supresión antibiótica o la artroplastia de resección deben ser opciones a considerar solamente en aquellos pacientes biológicamente muy frágiles los cuales no puedan someterse a la intervención quirúrgica necesaria, o aquellos que presenten múltiples factores para un fracaso de esta intervención.

Recambio en un tiempo

La retención de los componentes protésicos no es viable en aquellos pacientes con una infección protésica establecida y el recambio en un tiempo puede ser una opción para un grupo seleccionado de pacientes (30, 155). La revisión de la literatura muestra al menos doce estudios (19, 29, 196, 199) que sugieren factores que contribuyen a que la revisión en un tiempo sea un éxito, como son la ausencia de complicaciones en la herida quirúrgica tras la cirugía inicial, el buen estado general del paciente sin comorbilidades importantes asociadas, la presencia como organismos causales del *Staphylococcus epidermidis* *meticilin sensible*, *Staphylococcus aureus*, *Streptococcus species* o algún otro organismo sensible a los antibióticos introducidos en el cemento óseo. Por el contrario, se ha relacionado con el fracaso de la revisión en un tiempo la presencia de una infección por gérmenes múltiples (polimicrobiana), Gram negativos, *Staphylococcus epidermidis* *meticilin resistente* y *Streptococcus* del grupo D.

Göksan et al (62) sugieren que en todos los casos de revisión en un tiempo, la implantación de un componente femoral no cementado debería estar contraindicada. En su experiencia la revisión en un tiempo cuando se realiza una correcta indicación quirúrgica obtiene tasas de éxito superiores al 83% en un seguimiento de 5 años de media (Figura 1).

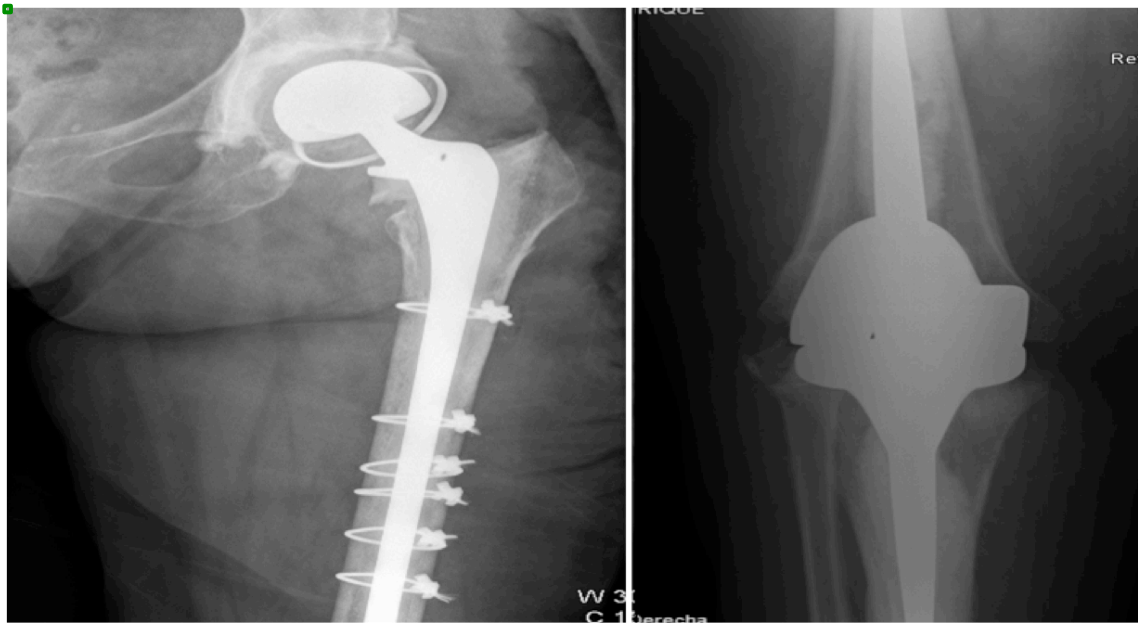


Figura 1: Recambio en un tiempo de PTC y PTR, ambas cementadas, tras infección

Recambio en dos tiempos

El recambio en dos tiempos es actualmente, el tratamiento de referencia de la infección crónica protésica o ante el fallo en el tratamiento de la infección precoz o hematógena (91, 188). El implante infectado debe ser retirado y seguido de un desbridamiento sinovial y resección del hueso que presente un aspecto poco viable. Es fundamental que todos los cuerpos extraños (implantes) sean retirados (incluidos cerclajes), así como todo el cemento ya que estos materiales extraños son nidos que favorecen la infección. Las osteotomías facilitan la retirada del

implante, como ocurre con la osteotomía ampliada de trocánter en el caso de la retirada de un vástago femoral en artroplastias de cadera, sin que ello haya provocado un aumento del riesgo de osteomielitis o mayores tasas de recurrencia de la infección (140) .

Una vez retirado el implante, se debe de colocar en el lugar de la prótesis un espaciador, articulado o no, de cemento cargado con distintas dosis y tipos de antibióticos. Las ventajas teóricas de un espaciador articulado son que permite la deambulación, mantiene la tensión de los tejidos blandos, mejora el movimiento y previene contracturas de éstos (Figura 2)

Existen múltiples tipos de espaciadores (9, 23, 38, 124, 189); uno de los más usado en la cadera, sobre todo en los EEUU, es un componente femoral metálico asociado con un componente de acetabular de polietileno, estando todo el implante salvo la superficie articular recubierta de cemento con antibiótico (9, 189). También existen espaciadores ya manufacturados con superficies muy rugosas que teóricamente aumentan la liberación de antibiótico (63), o espaciadores realizados manualmente en el quirófano (189), con tasas de curación superiores al 90%. Los espaciadores estáticos están recomendados en pacientes con una gran pérdida ósea en los cuales haya dudas de la resistencia del hueso del paciente con la deambulación. En esta situación un bloque de cemento puede utilizarse en la rodilla mientras que en la cadera se utiliza un disco para el acetábulo y una espiga de cemento para rellenar el canal femoral.

La ventaja de estos métodos es la posibilidad de ajustar la cantidad y el tipo de antibiótico al cemento. La combinación de antibióticos más usada en EEUU es la tobramicina y vancomicina. En Europa lo habitual es usar cemento previamente cargado con gentamicina y añadirle vancomicina (22). La dosis de

antibiótico debe ser ajustada dependiendo del microorganismo y las comorbilidades del paciente. El pico de elución de la vancomicina y la gentamicina ocurre entre las 3 y las 18 horas después su implantación. El uso de ambos antibióticos ha mostrado un efecto sinérgico aumentando la elución de cada antibiótico en un 68% y un 103% respectivamente.

Tras la implantación del espaciador, se recomienda un periodo mínimo de 6 semanas de tratamiento antibiótico intravenoso, aunque actualmente cuando existe un antibiótico eficaz por vía oral, hay series que solo mantienen el tratamiento intravenoso durante dos semanas. Durante este tiempo la VSG y PCR son monitorizadas hasta que se normalizan. El periodo ideal para realizar la reimplantación es controvertido existiendo cirujanos que recomiendan hasta una año de espera. Actualmente se recomienda realizar la reimplantación entre las ocho y doce semanas de la extracción. Es muy importante antes de realizar la reimplantación observar los marcadores séricos (VSG/PCR) durante dos semanas después de suprimir los antibióticos. Un aumento de cualquiera de ambas o incluso las dos, o la aparición de eritema sobre la herida son datos de la existencia de una infección residual. En algunos casos la VSG/PCR no llegan a normalizarse a pesar de encontrar luego en la cirugía cultivos estériles (171).

El éxito de la revisión en dos tiempos queda comprendido entre el 85-95% según distintas instituciones (129, 168, 182). Inicialmente se creía que la reconstrucción con implantes no cementados presentaba mayores tasas de recurrencia. No obstante, recientes estudios sugieren que la reconstrucción acetabular y femoral no cementada presenta una baja tasa de recurrencia y una alta tasa de consolidación ósea (52, 71). Sin embargo, la aparición de nuevos gérmenes multi-resistentes esta causando alarma. Parvizi et al.(148) examinaron

el resultado de las infecciones causadas por *Staphylococcus aureus* *meticilin resistente*. En este grupo de pacientes, el éxito fue del 75%, sugiriendo la necesidad de nuevas técnicas para el control de la infección en pacientes con infecciones protésicas por dicho microorganismo.

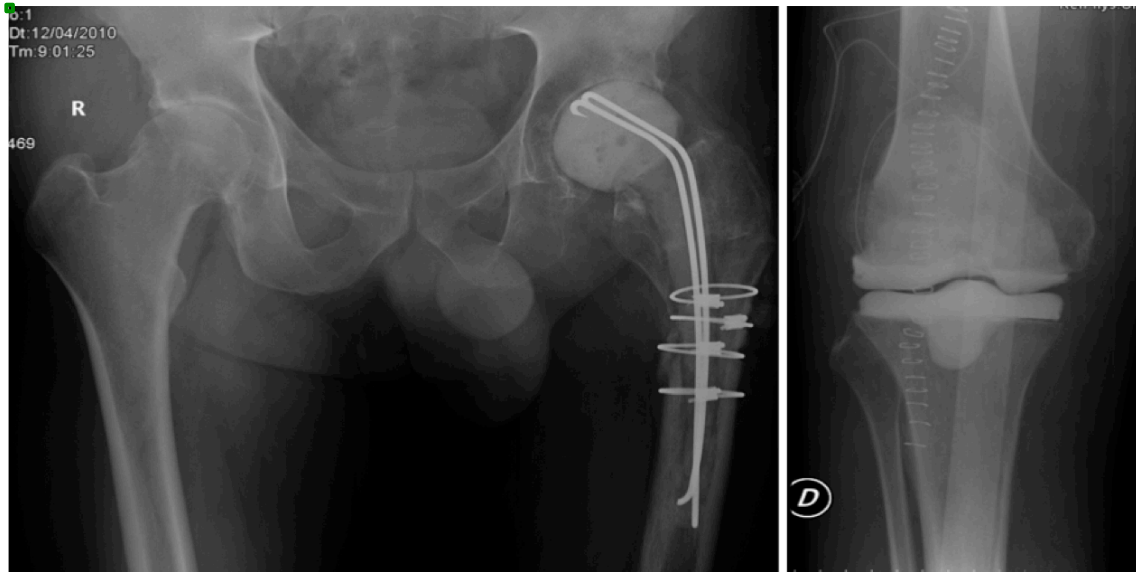


Figura 2: Espaciador de cadera y rodilla en el primer tiempo de un recambio protésico por infección

Artroplastia de resección

La artroplastia de resección se mantiene como una opción para el tratamiento de la infección protésica en pacientes con una limitada capacidad de deambulaci3n, muchas comorbilidades o fallo de m3ltiples recambios protésicos en dos tiempos. El procedimiento de Girdlestone (Figura 3) puede eliminar el dolor y erradicar la infecci3n en la mayoría de los pacientes con una artroplastias de cadera infectada y resistentes al tratamiento convencional (12). Se puede producir un acortamiento residual del miembro operado de hasta 10 cm, necesitando el paciente ayuda para la deambulaci3n. La mujeres de edad avanzada tienden a

presentar un mayor dolor residual y dificultad para la deambulaci3n con esta t3cnica (66).



Figura 3: Artroplastia de resecci3n de cadera en paciente no susceptible de revisi3n prot3sica

Artrodesis

La artrodesis, al igual que la artroplastia de resecci3n, ha quedado como t3cnica de salvamento para casos desesperados. Se utiliza fundamentalmente en fracasos de revisi3n en rodilla (114) (Figura 4), aunque tambi3n es frecuente su uso en otras articulaciones como mu1eca y tobillo. Existen varias formas de conseguirla dependiendo de la articulaci3n afectada, como son la utilizaci3n de clavos intramedulares, fijadores externos , tornillos o con menor frecuencia, placas (las

cuales se usan más frecuentemente en la muñeca); pero, a veces no se puede conseguir una artrodesis en pacientes mayores con gran cantidad de déficit óseo o aquellos con infecciones muy agresivas. En estos casos se prefiere la utilización de clavos intramedulares suplementados con cemento óseo cargado con altas dosis de antibiótico (13).

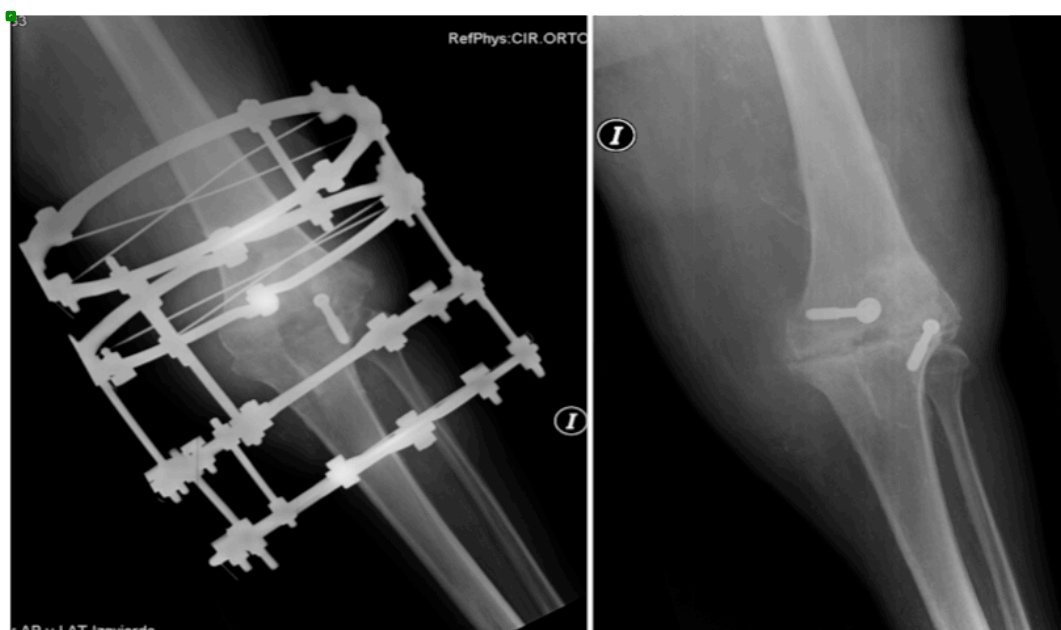


Figura 4: Artrodesis con fijador externo tras nueva infección protésica de una PTR implantada en un segundo tiempo

1.1.5 Profilaxis

Existen maneras muy diferentes para disminuir la incidencia de la infección protésica. Previo a la cirugía, es necesario identificar los factores del huésped que puedan suponer un aumento del riesgo de infección (Tabla 2). Es necesario realizar una descolonización de la piel previa al acto quirúrgico asociado al uso de antibióticos perioperatorios. Los antibióticos profilácticos son efectivos para la prevención de la infección de la herida quirúrgica. El protocolo de administración debe ser una hora antes de la incisión. Rosemberg et al.(164) describieron un protocolo de administración de antibiótico 3 meses previos a la cirugía, disminuyendo el uso de antibióticos perioperatorios, aunque este procedimiento no se ha implantado en la practica diaria.

Algunas sociedades como la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) ha publicado guías acerca de los antibióticos más apropiados para la profilaxis infecciosa (1, 2, 53). La cefazolina y la cefuroxima son los antibióticos preferidos, siendo sustituidos por la clindamicina o la vancomicina en aquellos pacientes alérgicos a los Beta-lactámicos. La vancomicina debe ser utilizada en centros con tasa de prevalencia de SAMR (*Staphylococcus aureus meticilin resistente*) o de SEMR (*Staphylococcus epidermidis meticilin resistente*) superiores al 25%

Los aquellos pacientes colonizados por SAMR o aquellos denominados portadores, también deben ser tratados con vancomicina. Además, en estos pacientes se debe efectuar el lavado quirúrgico con clorhexidina y recibir un tratamiento descolonizador previo a la cirugía con mupirocina tópica. Estos protocolos de descolonización han demostrado ser eficaces para reducir las

infecciones por Staphylococcus, y erradicar la colonización por SAMR (70, 97, 99, 159, 172).

Síntomas	Factores riesgo con evidencia demostrada	Factores riesgo con evidencia consensuada	Hallazgos físicos	Otros
1 Dolor en la articulación reemplazada 2 Rigidez en la articulación desplazada	1 Infección 2 articular previa 3 Infección superficial herida quirúrgica 4 Obesidad 5 Tº cirugía (>2,5h) 6 Inmunosupresión	1 Bacteriemia (<1año) 2 Infección periarticular 3 Alteraciones cutáneas 4 Uso drogas IV 5 Infección/colonización por SARM reciente(<3a) 6 Infección activa en otra localización	1 Calor, Rubor, Dolor, Tumor 2 Fístula articular	1 Aflojamiento precoz (<5a) u osteolisis implante (visto por RX)

Tabla 2: Factores de riesgo para infección protésica estratificados (59)

1.2 CEMENTO OSEO

1.2.1 Historia

El Polimetilmetacrilato (PMMA) fue descrito por primera vez en 1902 por Otto Röhm químico de profesión que lo definió como "Plexiglás", material de consistencia dura parecida al cristal, el cual fue usado para muchos propósitos desde entonces. Fue en 1936 cuando la compañía Kulzer (1936; patente DRP 737058) descubrió que podía producir una pasta mezclando una base de polimetilmetacrilato (PMMA) en polvo y un monómero líquido que endurecía al añadirle como catalizador peróxido de benzoilo (BPO) y calentar la mezcla a 100°C en un molde de piedra.

El primer uso clínico de esta mezcla de PMMA fue en 1938, fue para cerrar defectos craneales en monos con resultados desconocidos hasta la fecha. Cuando estas experiencias fueron conocidas, muchos cirujanos se mostraron ansiosos de probar este nuevo material en sus cirugías en humanos. Así el polímero fraguado por calor Paladon 65 fue pronto usado para cerrar defectos craneales en humanos, produciendo placas preformadas en el laboratorio y ajustándolas posteriormente con el material endurecido sobre el defecto (109).

Cuando los químicos descubrieron que la polimerización del metilmetacrilato (MMA) se producía a temperatura ambiente por si misma añadiendo a la mezcla un coiniador, las compañías Degussa y Kulzer (1943; patente DRP 973 590) usaron como tal aminas terciarias, obteniendo buenos

resultados e iniciando un protocolo de producción industrial del PMMA como cemento óseo en 1943; proceso que sigue siendo válido hoy en día.

Los hermanos Judet (96) fueron los pioneros a la hora de usar el cemento óseo en sus técnicas quirúrgicas aplicadas a la artroplastias. Aunque pronto se hizo aparente que las prótesis que usaban PMMA no podían integrarse en el cuerpo, debido a razones mecánicas y biológicas, en 1958, Sir John Charnley implantó, por primera vez, una prótesis de cabeza femoral con PMMA auto-polimerizado (33). Charnley llamo al material "cemento óseo con base acrílica", describiendo en sus estudios una nueva técnica quirúrgica que revolucionaria el campo de la artroplastia (35).

1.2.2 Función del cemento óseo

El cemento óseo es usado para la fijación de superficies artificiales, rellenoando el espacio vacío que queda entre el implante protésico y el hueso. Dada su óptima rigidez y la estrecha conexión cemento-implante y cemento-hueso; el cemento puede amortiguar la transmisión de fuerzas entre éstos y permite una adecuada distribución de las fuerzas a lo largo de toda la interfase. El cemento se adapta perfectamente a la geometría del hueso y a la forma de la prótesis. Esto permite que al ser un material con características intermedias entre el hueso y el metal, actúe como un amortiguador y como un difusor y distribuidor la fuerzas transmitidas por la propia prótesis.

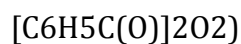
La principal misión del cemento es la transmisión de fuerzas entre el implante y el hueso, siendo crucial la capacidad de realizarla a largo plazo para la supervivencia del implante. Es necesaria una adecuada interdigitación del cemento

así como el refuerzo del hueso esponjoso para que el cemento cumpla esta función. Si las solicitaciones producidas de forma continua excede la capacidad del cemento de amortiguar y transmitir cargas, es posible la aparición de grietas o fracturas del manto de cemento por fatiga (113).

Otro uso importante del cemento es como sistema de liberación de sustancias (fármacos) como ocurre cuando este se mezcla con antibióticos, antifúngicos o algunos citostáticos, lo que permite disminuir la susceptibilidad de un implante a ser colonizado por gérmenes y producir una infección periprotésica.

1.2.3 Composición

El cemento de PMMA es comercializado como una mezcla de dos componentes (líquido y polvo). Los componentes en polvo consisten en un polímero de PMMA y un copolímero de metacrilato. Adicionalmente, contiene peróxido de benzoilo, compuesto de la familia de los peróxidos orgánicos formado por dos grupos benzoilo y un grupo peróxido, cuya fórmula química es



como iniciador de la reacción de polimerización. Este puede estar incluido en la mezcla como perlas dentro del propio polímero o simplemente mezclándolo en polvo en él. El polvo también suele contener elementos radiopacos como el dióxido de zirconio (ZrO_2) o sulfato de bario (BaSO_2), aditivos plásticos como puede ser el

diciclohexil ftalato y opcionalmente antibióticos como gentamicina, clindamicina o eritromicina entre otros.

El componente líquido está formado por metilmetacrilato (MMA) como principal sustancia, aunque también presenta otros metacrilatos como el butirilmetacrilato. Para su uso como cemento, el metacrilato debe ser polimerizado. Para ello una condición indispensable es la formación de dobles enlaces de carbono ($C=C$) y, como activador de esta reacción, en el líquido se dispone de una amina aromática, N-dimetil para-toluidina ($CH_3C_6H_4N(CH_3)_2$, DmpT). Adicionalmente el componente líquido presenta un inhibidor, como la hidroquinona, para evitar una polimerización prematura durante el almacenaje y en algunas marcas se dispone de un agente colorante, como la clorofila en el cemento Palacos®.

1.2.4 Radiopacidad

Las sustancias radiopacas como el dióxido de zirconio (ZrO_2) o el sulfato de bario ($BaSO_4$) son añadidas al componente en polvo del cemento. Ninguna de ellas se integran en las cadenas del polímero, pero se distribuyen de manera equitativa a lo largo de la matriz polimerizada. Estudios animales, así como estudios otros *in vitro* sobre cultivos celulares, han demostrado unos cambios osteolíticos mayores con el sulfato de bario que con el óxido de zirconio, presentando además este último mayor radiopacidad y poder abrasivo (166).

A pesar de la baja solubilidad de los iones de bario estos pueden ser liberados a la circulación, especialmente si se produce un aflojamiento del implante o si las partículas liberadas de cemento penetran en la articulación.

Las funciones de estos componentes radiopacos queda limitada a la monitorización del cemento así como a la identificación de fallos en él.

1.2.5 Polimerización del cemento

Al mezclar el polvo con el líquido se provoca una reacción entre el iniciador, el peróxido de benzoilo y el activador DmpT cuyo resultado es la formación de radicales a temperatura ambiente. La función del DmpT (líquido) es la descomposición del BPO (polvo) mediante una reacción de tipo redox (oxidación/reducción) que transfiere electrones y cuya resultante es la formación de radicales de benzoilo. Estos son capaces de iniciar la polimerización formando enlaces C=C en el MMA.

Debido al gran número de radicales existentes, la cadena de polímero generada crece a gran velocidad, llegando a pesos moleculares (PM) de 10^5 - 10^6 . Con el incremento de la viscosidad de la mezcla, la movilidad del monómero disminuye y la recombinación de las dos cadenas de radicales deplecciona los mismos, llegando a detener la polimerización como consecuencia de la ausencia de radicales.

Cuando la polimerización ha terminado siempre queda una cantidad de monómero residual, entre un 2-6% en la mezcla (178); cantidad que disminuye hasta el 80% en 2-3 semanas debido a una reacción de polimerización lenta. Este monómero restante penetra en la circulación siendo eliminado por la respiración y

el metabolismo a través del ciclo de Krebs. Alguno de los efectos nocivos cardiovasculares relacionados con el uso del cemento se han atribuido a estas moléculas de MMA en el torrente circulatorio (34), aunque se acepta que el principal causante de estos efectos es la embolia grasa como consecuencia del aumento de presión en el canal intramedular tras la cementación o introducción del implante (39).

La polimerización es una reacción química exotérmica que aumenta la temperatura según aumenta la viscosidad y la polimerización se lleva a cabo, generando 57 KJ de calor por mol de MMA polimerizado. El pico máximo de temperatura de acuerdo con el estándares ISO 5833 y ASTM F 451 es aproximadamente 60-80°C. El pico de temperatura se observa en un corto periodo de tiempo mientras el cemento fragua, aunque se ha mencionado muchas veces como uno de los principales motivos del aflojamiento aséptico del implante, consecuencia de la necrosis ósea secundaria al calor. La aparición de una reacción de tejido conectivo alrededor de un implante aflojado es resultado de un daño primario debido al calor sobre el lecho óseo.

No obstante, a pesar de la importancia que se le otorga a este calentamiento, los picos de temperatura *in vitro* no corresponden con los medidos *in vivo*. Varios ensayos clínicos, muestran un menor pico de temperatura intraoperatorio (40-46°C) en la interfaz hueso-cemento. Este pico máximo corresponde a una capa de cemento óseo puro de 3 mm o menos de grosor sin una interdigitación en hueso esponjoso (49). Esta disminución de la temperatura respecto a la observada *in vitro*, se explica por el uso clínico de una capa de cemento más fina (21), la disipación de calor a través del propio implante (160) y

del tejido óseo (181) y por el efecto de refrigeración de la circulación sanguínea (110).

La realización de una adecuada técnica quirúrgica con preservación del hueso esponjoso hace poco probable que se sobrepase la temperatura a la que las proteínas se coagulan, especialmente por la disipación de calor por el implante y la circulación sanguínea. El pico de temperatura puede ser alterado ligeramente, variando la composición del líquido, alterando la relación polvo-líquido o añadiendo sustancias como pueden ser los antibióticos. Estos cambios en la composición afectan normalmente a las propiedades del cemento, produciendo una reducción importante en la estabilidad mecánica (178).

Debido a que la polimerización implica la conversión de un gran número de moléculas de monómero en moléculas de polímeros mucho más pequeñas, el volumen del cemento tras su fraguado se contrae, producido por la disminución de la distancia molecular del monómero a unirse en la cadena del polímero.

El MMA puro sufre una contracción en su volumen del 21%, con 100ml de MMA líquido se obtendrían 79 ml de PMMA sólido. Usando el polvo prepolimerizado de MMA disponible comercialmente, la disminución del volumen sería de un tercio, aunque la contracción real in vivo es mucho menor (6-7%) debido a la inclusión de moléculas de aire en la mezcla las cuales no se comprimen durante la polimerización. Esto explica la mayor contracción volumétrica del cemento mezclado al vacío frente al mezclado a mano. La pérdida de este volumen durante el fraguado se compensa por la expansión del cemento al absorber agua.

1.2.6 Viscosidad

La viscosidad del cemento óseo en fase pastosa es determinada por la composición química y la relación polímero/monómero. Estos aspectos nunca deben modificarse en el quirófano para alterar la viscosidad. La forma de modificar la viscosidad sin modificar las propiedades mecánicas es el enfriado de los componentes, ya que la velocidad de reacción y la viscosidad dependen de la temperatura.

Los cementos óseos se dividen en dos categorías: alta y baja viscosidad. Los cementos de alta viscosidad (Palacos R® y Palamed®, Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania; CMW 1®, DePuy CMW, Blackpool, Inglaterra; Simplex®, Stryker, Mahwah, NJ, EEUU) tienen una corta fase húmeda y pierden su estado pegajoso rápidamente. Durante la fase de trabajo la viscosidad se mantiene invariable y se incrementa lentamente al final de esta fase, siendo generalmente esta fase de trabajo larga. Los cementos de baja viscosidad (por ejemplo, Osteopal® y Palacos LV® (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania), Sulcem® (Sulzer Orthopedics., Baar, Suiza) CMW3® (DePuy CMW, Blackpool, Inglaterra)) presentan una gran fase líquida y una fase húmeda larga, manteniéndose pegajoso durante al menos 3 minutos, y aumentando rápidamente su viscosidad en la fase de trabajo asociado aumento rápido de la temperatura.

La viscosidad es la propiedad más importante en la preparación del cemento para el cirujano y determina las propiedades de trabajo del cemento (153). De acuerdo a la norma ISO 5833, cada compañía esta obligada a presentar una representación gráfica de los efectos de la temperatura sobre la duración de las fases de preparación del cemento.

En la preparación del cemento se pueden describir cuatro fases diferentes con sus correspondientes viscosidades (103). La duración de estas depende de cada preparado comercial. (Figura 5)

- Fase de mezclado:

Es el periodo donde se mezcla el componente líquido con el sólido hasta conseguir una mezcla homogénea, ya sea de forma manual o con sistemas de mezcla que permiten realizarla en situaciones de vacío.

- Fase de espera:

Desde que se consigue una mezcla homogénea hasta que el cemento deja de estar pegajoso.

- Fase de trabajo:

Es el momento de aplicación del cemento e implantación de la prótesis

- Fase de endurecimiento:

Fase final donde se desarrolla la polimerización y se libera calor.

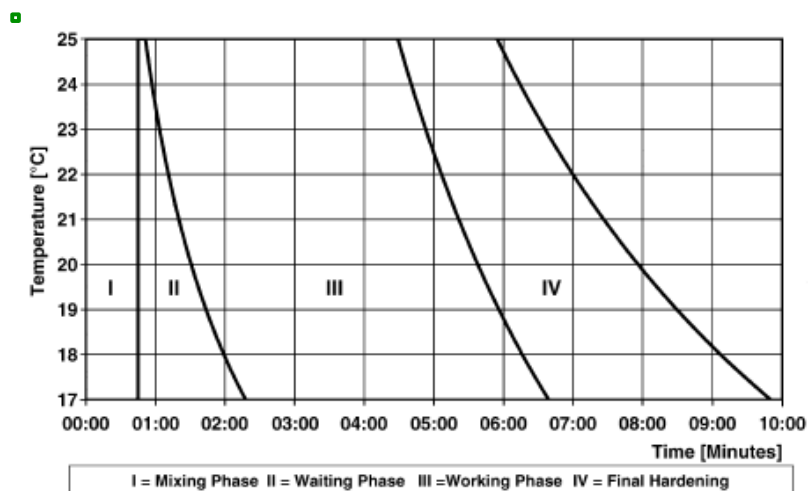


Figura 5: Representación de las 4 fases de fraguado del cemento Palacos R (103)

1.2.7 Variaciones en las propiedades del cemento óseo

Aunque casi todos los cementos óseos comerciales están compuestos de PMMA y tienen que cumplir unas estrictas normas de calidad, existen diferentes formas de modificar las propiedades mecánicas del cemento. Estas pueden clasificarse en intrínsecas (dependientes de la propia composición del cemento) y extrínsecas, (dependientes de las condiciones de preparación de éste) (90).

Intrínsecas

El PMMA habitualmente se combina con otros copolímeros y su PM influye en la plasticidad y características mecánicas. Componentes con bajo PM facilitan la difusión del monómero, aumentando la resistencia a la fatiga (69).

El antibiótico es otra sustancia habitual del cemento. La cantidad de antibiótico esta limitada a <1gr por 40 g. La adicción de 0,5 g puede afectar a las propiedades finales del cemento. Dunne et al (48) describen la disminución de los ciclos de fatiga de Palacos R con la adicción de solo 0,5 g de gentamicina. Lewis (116) apuntó que la resistencia del cemento se veía afectada cuando la cantidad de antibiótico era mayor del 1,85 % del polvo, mientras que Hsieh et al (84) definieron como 8 g la cantidad de antibiótico que impide fraguar al cemento.

La cantidad de contraste o sustancia radiopaca varia entre 8-15%, disminuyendo esto la resistencia ténsil en un 8% respecto a cemento sin dicha sustancia. Esta disminución de resistencia se ve más afectada con la utilización de dióxido de zirconio (ZrO_2) que con sulfato de bario ($BaSO_4$) (61).

La relación monómero/polímero (liquido/polvo) también modifica las propiedades del cemento. Belkoff et al demostraron una disminución de la

resistencia a compresión y un aumento del tiempo de fraguado al aumentar la relación de 0,45 (recomendada por el fabricante) a 1ml/g.(17). No todos los cementos acrílicos presentan la misma proporción monómero/polímero, existiendo algunos preparados que añaden al PMMA otros copolímeros (69).

Extrínsecas

- Aire:

La introducción de aire en la mezcla aumenta la porosidad disminuyendo las propiedades mecánicas del cemento. La realización de la mezcla en vacío evita la penetración de aire, con su consecuente efecto sobre la porosidad, aunque no se han encontrado diferencias en la resistencia del cemento mezclado al vacío frente al mezclado a mano, debido al aumento de porosidad por un mezclado rápido necesaria para conseguir una mezcla homogénea (122).(Figura 6)

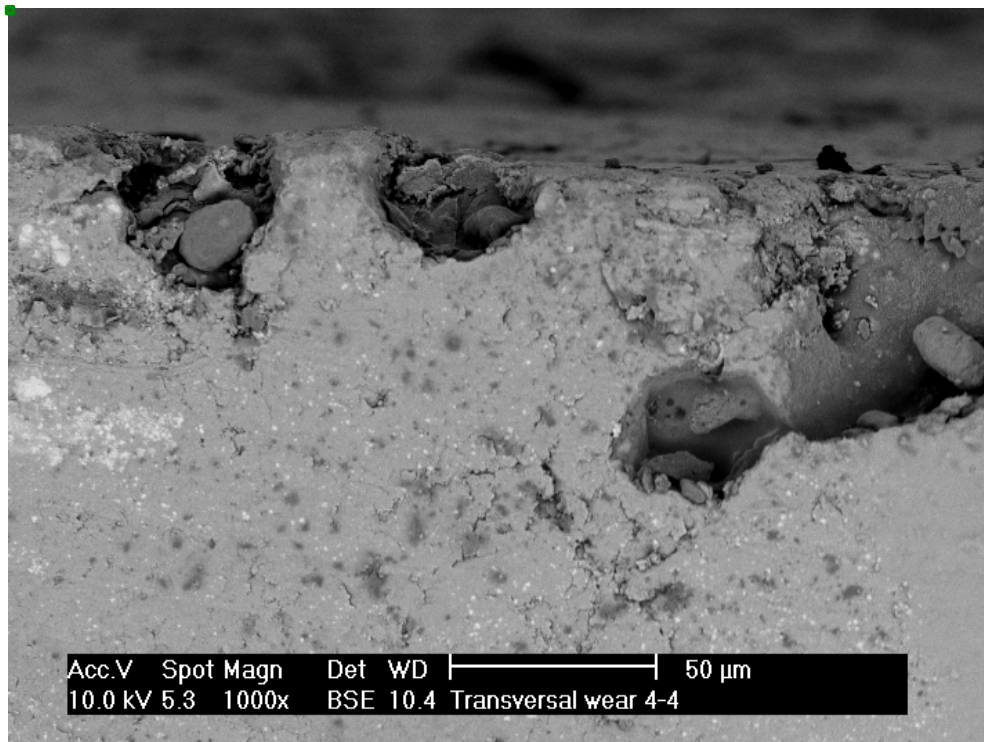


Figura 6: Porosidad en superficie cemento óseo. Obsérvese cavidad dejada por burbujas de aire.

- Humedad:

La influencia de los líquidos corporales sobre el PMMA habitualmente no se incluye en los estudios experimentales. La absorción de líquidos corporales por el cemento se mantiene durante 4-8 semanas (105) y se traduce en una disminución de la resistencia a compresión y tensión (122), aunque esta absorción en los momentos iniciales es la principal responsable de la menor temperatura al fraguar observada in vivo.

- Temperatura:

Los incrementos de la temperatura durante la fase de mezclado aumentan la velocidad de polimerización, disminuyendo el tiempo de trabajo, sin afectar al pico de temperatura (142). Estos efectos permiten el popular pre-enfriamiento del cemento de alta viscosidad para enlentecer su polimerización. Esto aumenta la porosidad del cemento al aumentar la fase de trabajo (34, 90).

- Esterilización:

Los preparados comerciales se esterilizan de dos maneras, mediante radiación, la más frecuente, o con óxido de etileno, más lento y caro. Las dos formas de radiación (gamma y beta) reducen el PM del PMMA, disminuyendo la resistencia a fatiga; el óxido de etileno no afecta al PM (76). El PMMA no puede ser re-esterilizado con calor. Este proceso desactiva el peróxido de benzoilo produciendo un fallo en la polimerización (90).

1.2.8 Test mecánicos

Dada la importancia del mantenimiento de las propiedades mecánicas del cemento óseo a lo largo del tiempo para garantizar la supervivencia del implante, se han desarrollado múltiples ensayos para evaluar la calidad de éste. Desafortunadamente, un gran número de datos acerca de estas propiedades no pueden ser comparadas debido a la ausencia de información acerca de la preparación y el almacenamiento de los especímenes de estudio, así como sobre el método utilizado. De acuerdo a la normativa internacional ISO 5833, la fuerza a compresión, fuerza de flexión y el modulo de flexión deben ser estudiados.

Tras realizar ensayos estáticos, también se deben efectuar estudios dinámicos tales como la resistencia a la fatiga mediante compresión, flexión o tensión con diferentes ciclos de carga, generalmente entre de 10^6 y 10^7 ciclos. Asumiendo que un implante sufre anualmente 2×10^6 ciclos, estos estudios muestran una equivalencia a 5 años de la vida del implante, quedando lejos de la supervivencia esperada de éste. Estos estudios solo pueden dar una idea de calidad del cemento debido a que sus propiedades cambian bajo condiciones fisiológicas (temperatura corporal y fluidos), quedando lejos la relevancia clínica de estos estudios (106).

1.2.9 Uso actual del cemento óseo en ortopedia.

Existen múltiples usos del cemento óseo en cirugía ortopédica pero, entre todos, destaca su uso para la fijación de una artroplastia, como vehículo para liberar antibiótico en una infección, y como relleno en cifoplastias/vertebroplastias o en otro tipo de cavidades producidas por lesiones líticas (quistes, tumores de células gigantes....)

- Artroplastia:

El PMMA es usado para rellenar los huecos entre el hueso nativo y el implante. Con esto se consigue una transmisión de fuerzas entre el implante-hueso más fisiológica. La eficacia de la cementación en una artroplastia es dependiente de la técnica (154), consiguiendo con una técnica adecuada, tasas de éxito superiores al 90% a 15 años (40, 90). Es importante reseñar el aumento de su uso combinado con antibiótico en la profilaxis de la infección protésica en pacientes de alto riesgo (92, 161) (Figura 7).

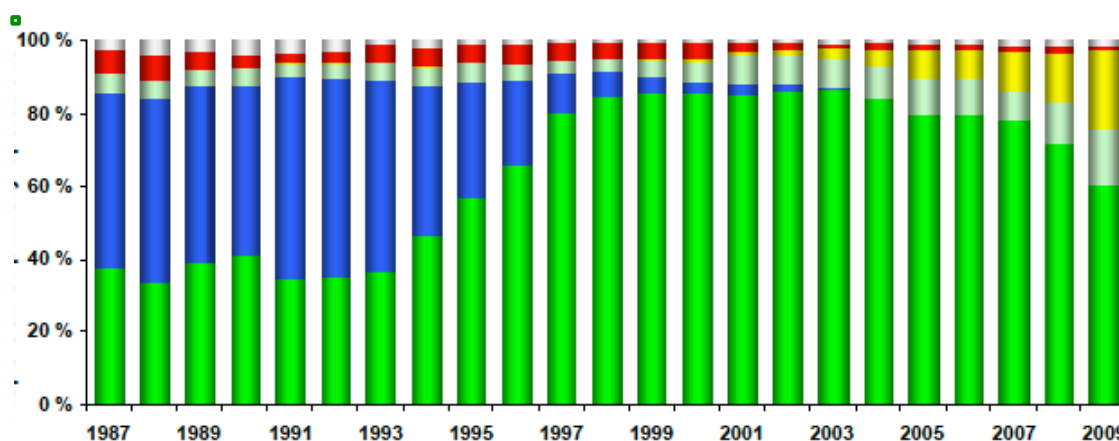


Figura 7: Evolución del sistema de fijación protésica en artroplastias de cadera en Noruega (161).(en verde implantes cementados; verde oscuro con antibiótico)

- Infección:

Estudios que avalan la utilidad del PMMA como vehículo de liberación de antibiótico. El cemento óseo se puede utilizar como liberador de antibiótico, y como relleno del espacio muerto. Se ha usado con éxito para el tratamiento de infecciones en artroplastias, osteomielitis y fracturas abiertas con defecto óseo (técnica de membrana inducida) (41, 82, 127, 128, 139, 163, 180, 197) (Figura 8) .

- Columna:

El uso del PMMA en la columna esta limitado a la expansión del cuerpo vertebral en cifoplastias/vertebroplastias, en el tratamiento de las fracturas osteoporóticas, como tratamiento curativo de tumores benignos como hemangiomas o como tratamiento paliativo en metástasis vertebrales (6, 20, 90).

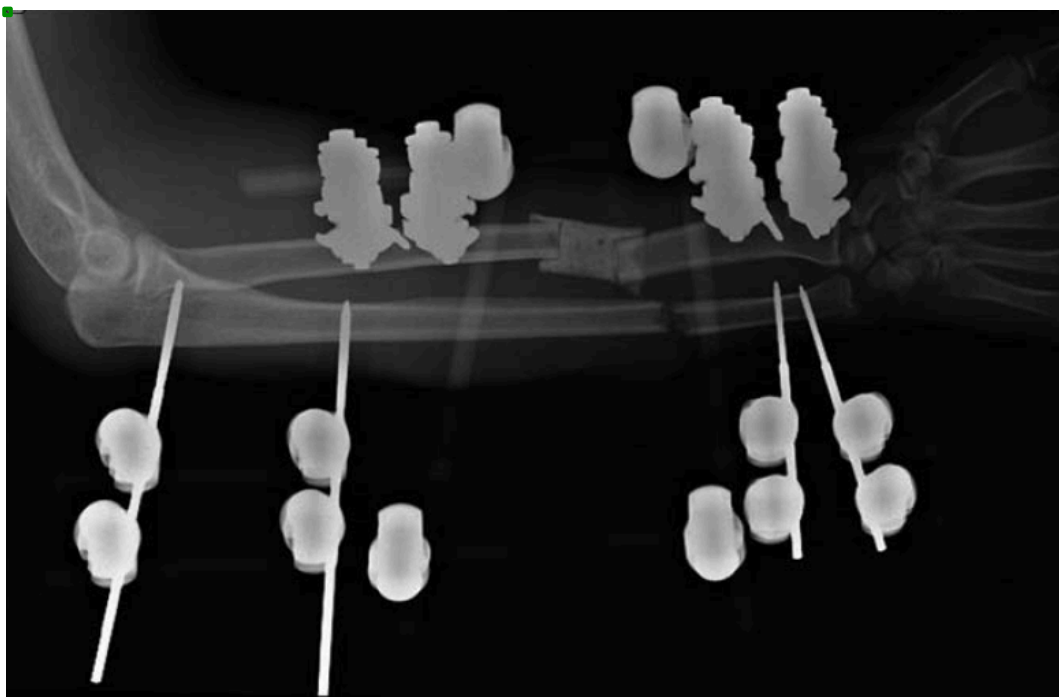


Figura 8: Utilización del cemento como relleno de espacio muerto y fuente de liberación de antibiótico en un fractura abierta (90).

1.2.10 Evolución del cemento óseo en el tratamiento de la infección protésica

Desde que en 1970 Bulchholz y Engelbrecht (28) incorporaran la gentamicina en el PMMA para el tratamiento de las infecciones en prótesis articulares, el uso de antibióticos en el cemento ha ido creciendo exponencialmente. Inicialmente el antibiótico era añadido a mano, pasando a añadirse durante el proceso de manufacturado (especialmente la gentamicina), convirtiéndose en una parte de la profilaxis antimicrobiana en las artroplastias primarias. Existe suficiente evidencia que soporta el uso del cemento con antibiótico como profilaxis primaria de la infección protésica (93), siendo esta una practica habitual en Reino Unido, Escandinavia (51) y el oeste europeo que se esta transmitiendo a EEUU. Parvizi et al (148) en 2008 realizan un meta-análisis donde concluyeron que el uso de cemento con antibiótico como profilaxis disminuye la tasa de infección en artroplastias primarias en un 50% , y en un 40% en revisión tras aflojamiento aséptico. En 2003 la FDA (75) acepto el uso de tres preparados comerciales de para la implantación en un segundo tiempo de un rescate protésico, siendo su uso en artroplastia primaria comprometido. La Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAOS) ha editado guías donde solo recomienda su uso en aquellos pacientes con alto riesgo de infección protésica. (75)

Se ha demostrado que al menos 3,6 gr de antibiótico por bolsa de 40gr de producto es deseable para obtener los mayores niveles de elución y niveles terapéuticos de antibiótico. Dosis de 6-8gr por paquete de 40gr, pueden ser usadas para la realización de espaciadores, habiéndose demostrado la seguridad clínica de su uso (175), y consiguiéndose con estas dosis concentraciones que para obtenerlas por vía sistémica sobrepasaríamos los umbrales tóxicos. En

contraposición, para su uso como profilaxis primaria, solo es necesario menos de 1 gr de antibiótico por 40 gr de cemento óseo (92).

El uso de cemento mezclado con antibiótico en artroplastias genera una protección a corto-medio plazo contra la infección. Su uso junto con la profilaxis intravenosa intraoperatoria consigue exceder la concentración mínima inhibitoria en el lecho quirúrgico frenando la potencial colonización bacteriana del implante. (191) A pesar de esta ventaja el uso de cemento con antibiótico como profilaxis en la artroplastia primaria presenta potenciales desventajas, como los posible efectos deletéreos sobre la resistencia mecánica, toxicidad, posibles reacciones alérgicas, la creación de resistencias y el costo de su uso.

1.2.11 Antibióticos

El cemento óseo puede funcionar como vehículo para la aplicación local de antibióticos. Debido a la alta concentración local de antibiótico alrededor del implante, el uso de estos en el cemento presenta importantes ventajas respecto a su uso sistémico. El riesgo de revisión debido a infección profunda es menor, con tasas de infección del 1%, como se ha demostrado en el registro noruego de artroplastias de cadera donde obtuvieron la menor tasa de revisión usando antibióticos sistémico y cemento cargado con antibiótico (51).

Los implantes artificiales presentan en su superficie una especial sensibilidad a la contaminación bacteriana, debido a que los organismos pueden proliferar en él sin someterse al control del sistema inmune. Tras la colonización del implante, las bacterias rápidamente generan un *biofilm* protector y entran en

un estado inactivo, disminuyendo su sensibilidad a los antibióticos, lo que hace que el tratamiento local sea especialmente importante (68).

La forma de liberación del antibiótico es determinante, puesto que es necesario que las concentraciones iniciales sean mayores que la concentración mínima inhibitoria y la concentración mínima bactericida. Además, para evitar la aparición de resistencias, es preciso que tras los altos niveles iniciales se mantenga una liberación controlada de antibiótico durante días o semanas.

A la hora de elegir y administrar un antibiótico se deben tener en cuenta los siguiente factores bacteriológicos, químicos y físicos (25):

- Amplio espectro antibacteriano, incluyendo Gram positivos y Gram negativos.
- Buen efecto bactericida a bajas dosis.
- Baja incidencia de gérmenes con resistencia primaria
- Baja tasa de desarrollo de resistencias
- Baja unión a proteínas
- Bajo potencial alérgico
- Pequeño efecto sobre las propiedades del cemento
- Estabilidad química y térmica
- Hidrosolubilidad adecuada
- Adecuada liberación desde el cemento.

Basado en estos requerimientos y en los estudios de liberación, la gentamicina ha sido el antibiótico preferido para el cemento desde principios de los años 70 (104).

La liberación del antibiótico es un proceso de difusión; el agua que absorbe el cemento es necesaria para liberar el antibiótico pues lo disuelve en la superficie del cemento. El tamaño y la extensión de la superficie de contacto son también factores importantes que influyen en la liberación del antibiótico. Los diferentes preparados comerciales de cemento óseo presentan tasas de liberación distintas, debido a la diferente hidrofilia de sus polímeros. El antibiótico solo es liberado de la capa de cemento de la superficial y no se mantiene a lo largo de la vida del cemento. Por tanto, es necesaria una mezcla homogénea de antibiótico con el cemento. Esta es la razón principal del uso del cemento comercial con antibiótico.

Los estudios de liberación de antibióticos muestran una alta liberación inicial seguida de un descenso de esta en los siguientes días, siendo esta curva típica para todos los cementos óseos acrílicos. Incluso pasados 5 años se observa una mínima liberación, lo que teóricamente podría favorecer la aparición de resistencias. Actualmente no hay datos de que esto ocurra (103).

Cualquier tratamiento antibiótico tiene riesgo de desarrollo de resistencias (creándolas o seleccionando colonias previamente resistentes). En el caso de la gentamicina, tras muchos años de uso, se ha demostrado una alta sensibilidad de los gérmenes (166). No obstante, cada día se conoce más sobre gérmenes multi-resistentes, no siendo tanto el problema con el *Staphylococcus aureus*, sino formas resistentes de gérmenes coagulasa negativos como *Staphylococcus epidermidis*, aunque en aquellos hospitales con un número elevado de intervenciones es aún raro.

En Europa están disponibles comercialmente varios cementos con gentamicina como Palacos R+G®, Palamed G®, Palacos LVG® (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania), CMW 1 G®, CMW 3 G® (DePuy CMW, Blackpool,

Inglaterra))entre otros. Muchos de estos han estado disponibles sin variación desde los años 80. También está disponible un cemento que combina la gentamicina y la clindamicina (Copal®, Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania). Esta combinación es conocida por su efecto sinérgico bactericida en más del 90% de las bacterias comunes en infecciones protésicas.

A pesar de las normas estandarizadas que deben cumplir estos cementos, debido a diferencias en la composición, con distinto tipo de copolímero, cantidad de sustancia radiopaca, etc., y a los cambios que producen los diferentes procesos de esterilización, existen grandes diferencias en la liberación de gentamicina entre los distintos preparados comerciales (103) (Figura 9).

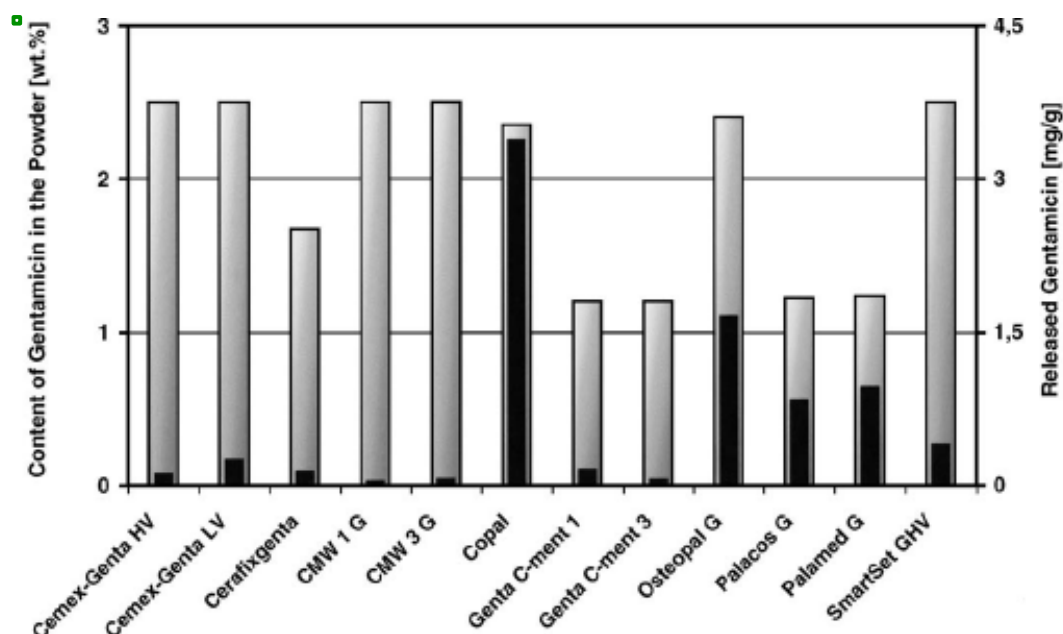


Figura 9: Contenido de gentamicina en el polvo de varios cementos óseos (en gris) y liberación “in vivo” del antibiótico en mg/gr de cemento fraguado tras 7 días de implantación (en negro) (106)

2 JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

2.1 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Actualmente la artroplastia de sustitución es uno de los procedimientos quirúrgicos más realizados en el mundo, especialmente en la cadera y la rodilla, quedando a cierta distancia las de hombro, tobillo y codo. Aunque la tasa de éxito puede variar, dependiendo de la localización, en términos generales suele ser superior al 90-95%. Existen varias causas por las que una artroplastia puede fracasar, aunque es común a todas ellas el aflojamiento aséptico del implante (1ª causa) y la infección protésica (3ª causa en cadera tras la luxación y de rodilla tras la inestabilidad).

Charnley en la década de los 60 (34), introdujo el cemento óseo como método de fijación en las prótesis de cadera para intentar mejorar la supervivencia de los implantes existentes no cementados, presentando un tasa de buenos resultados hasta entonces desconocida. Este método pasó a constituir el “gold estándar “ en la fijación de los componentes femorales y acetabulares, aunque seguían existiendo multitud de cirujanos que preferían una fijación biológica de sus implantes por considerarla más fiable y duradera.

La evolución de los implantes biológicos con la aparición de un recubrimiento poroso (madrépore, microporo, plasma spray, etc) ha llevado a que actualmente se acepte como tratamiento de elección la fijación acetabular no cementada, aunque sigue existiendo polémica en cual es el mejor método de fijación femoral, encontrando series con resultados excelentes con evoluciones

entre 25 y 30 años con cualquiera de los dos sistemas (96,3% supervivencia vástago Corail a 23 años (187), 94 % a 20 años vástago Charnley cementado (80)).

Actualmente, presentados los datos de supervivencia de los implantes articulares, el aflojamiento aséptico ha pasado a un segundo plano, siendo el principal motivo de preocupación de los cirujanos ortopédicos la infección protésica, no tanto por su frecuencia, como por sus devastadores efectos sobre el paciente, que en el mejor de los casos requerirá una nueva cirugía (a veces múltiples) pudiendo terminar con una articulación artrodesada o incluso amputada, como para el sistema sanitario que tiene que asumir los altísimos costes que esta complicación genera.

Existen múltiples métodos para el tratamiento de la infección protésica, utilizando los mas exitosos el cemento biológico (PMMA). Este es utilizado como vector para la liberación local de antibióticos consiguiéndose de manera local concentraciones muy elevadas sin la aparición de los tan temidos efectos secundarios en su uso sistémico.

El cemento óseo también cumple una función de “relleno”, que permite mantener el espacio o “gap” articular, evitando la retracción ligamentosa para posteriormente conseguir mejores resultados funcionales.

Lo buenos resultados como método de fijación de implantes con una supervivencia elevada y ampliamente contrastada (28, 93), su eficacia en el tratamiento de infecciones protésicas (incluso no protésicas), así como el menor coste de los implantes cementados respecto a los biológicos, especialmente importantes como en la época actual han producido un resurgir del interés por el

cemento óseo, sus propiedades, y sobre todo sobre sus límites de utilización asociado a otros compuestos como son los antibióticos.

Queda por saber en que medida la modificación de la composición original del polimetil-metacrilato mediante la adición de antibióticos puede ensombrece los resultados de la fijación cementada y favorecer la concentra

2.2 HIPOTESIS DE TRABAJO

Los objetivos de nuestro estudio quedan determinados mediante las siguientes hipótesis de trabajo:

Hipótesis conceptuales (H₁):

El uso de diferentes antibióticos modifica las propiedades mecánicas del cemento óseo, disminuyendo la resistencia a flexión y aumentando al desgaste. Esta modificación de las propiedades mecánicas no es igual para un antibiótico de alto peso molecular que para otro de bajo peso molecular. La inmersión en suero fisiológico tratando de imitar las condiciones “*in vivo*” de estas preparaciones de cemento produce alteraciones diferentes sobre las propiedades mecánicas que las observadas en medio seco.

Hipótesis operativas (H₀):

El uso de diferentes antibióticos no modifica las propiedades mecánicas del cemento óseo. La inmersión en suero fisiológico tratando de imitar las condiciones “in vivo” de estas preparaciones de cemento no produce cambios en dichas propiedades diferentes a las observadas en medio seco.

2.3 OBJETIVOS

Dado la amplia utilización del cemento óseo en la infección protésica, existencia de múltiples antibióticos para mezclar con el cemento y la ausencia de estudios que muestren el comportamiento de estos compuestos en medios mas semejantes a los fisiológicos, surge la necesidad de determinar si las propiedades mecánicas del cemento quedan afectadas para una mezcla con antibiótico de hasta el 10% del peso del cemento, si estas propiedades están influidas por el tipo de antibiótico y si el comportamiento de este cemento se mantiene en un medio más fisiológico.

Por tanto, los objetivos de nuestro estudio son los siguientes:

1. Determinar si la mezcla de cemento óseo con una dosis de antibiótico de hasta el 10 % de su peso produce una disminución de su resistencia de éste a la flexión respecto al cemento no mezclado con antibiótico, siendo por tanto más frágil para la fijación de implantes protésicos..

2. Determinar si la mezcla de cemento óseo con una dosis de antibiótico de hasta el 10 % de su peso, produce un mayor desgaste respecto al cemento no mezclado con antibiótico, siendo por tanto menos resistente para su utilización para la fijación de implantes protésicos.
3. Valorar si la utilización de un antibiótico con peso molecular elevado mezclado con cemento óseo, afecta de mayor manera las propiedades mecánicas de éste, pudiendo por tanto utilizarse en menor cantidad respecto al de menor peso molecular.
4. Estudiar si las propiedades mecánicas del cemento óseo son inferiores en un medio húmedo respecto a uno seco.
5. Observar si los cambios observados en los objetivos uno a tres se mantienen o comportan de diferente manera en un medio húmedo.

3 MATERIAL Y MÉTODO

3.1 CEMENTO ÓSEO

Para la realización de este estudio experimental se han fabricado diferentes moldes de un cemento óseo, al cual se le han añadido diferentes cantidades de antibiótico. El PMMA empleado en este estudio fue el cemento óseo radiopaco de fraguado rápido y alta viscosidad Palacos® R (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania), cemento de uso habitual en la artroplastia de rodilla que está asociado a las mejores supervivencias en los registros suecos de artroplastia de cadera (75). Dicho cemento es un copolímero de alta viscosidad cuyo radiotrazador es el dióxido de zirconio, que presenta un colorante verde (clorofila) y viene mezclado de fabrica con 0,5 gramos de gentamicina por 40 gramos de (Tabla 3). Se ha elegido dicho cemento porque es uno de los que ha demostrado mejores propiedades mecánicas y de elución al mezclarse con antibióticos (151).

PALACOS R + G alta viscosidad			
Polvo (40,8 g)		Liquido (18,8 g)	
Copolímero de metilmetacrilato	82,84%	Metilmetacrilato (MMA)	97,87%
Peróxido de benzoílo	0,49%	Metacrilato de isobornilo	-
Dióxido de zirconio	14,71%	Metacrilato de decilo	-
Sulfato de bario	-	N,N-dimetil-p-toluidina	2,13%
Clorofila	0,002%	Dihidroxipropil-p-toluidina	-
Gentamicina	1,96%	Clorofila	0,002%
		Hidroquinona	60ppm

Tabla 3: Composición del cemento óseo utilizado como grupo control

3.2 DEFINICIÓN GRUPOS DE ESTUDIO

Se prepararon diferentes muestras para los estudios de resistencia a flexión, a compresión y para estudio de desgaste. Para todos ellos, se ha definido como grupo control para comparación de resultados las muestras realizadas a partir del cemento PALACOS R + G® (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania) de alta viscosidad. Se incluyeron otros cinco grupos estudio, definidos en función de la mezcla del cemento con distintas cantidades de antibiótico añadido.

Como antibióticos adicionales se utilizaron vancomicina (Normon EFG, Tres Cantos, Madrid, España) y cefazolina (Normon EFG) en distintas dosis. La elección de estos antibióticos se basó en la facilidad de su obtención en cualquier medio hospitalario, en el bajo precio que ambos antibióticos tienen, en estar utilizados a diario para la prevención y/o tratamiento de las infecciones de artroplastias y ser moléculas con PM distintos, presentando la Cefazolina un peso molecular bajo (454,51 gr/mol) (Figura 19), frente a la vancomicina que presenta un peso molecular mayor (1449.3 gr/mol) (Figura 11). El preparado comercial usado en ambos casos fue viales en polvo de 1 gramo.



Figura 10: Esquema molécula Cefazolina



Figura 11: Esquema molécula vancomicina

Los grupos quedaron definidos de la siguiente manera:

- Grupo 1: Grupo Control, Palacos R + G de alta viscosidad.
- Grupo 2: (Palacos R + G®) + 2,5 % de Cefazolina (1 gramo de Cefazolina por 40 mg de polvo de cemento).
- Grupo 3: (Palacos R + G®) + 2,5 % de Vancomicina. (1 gramo de Vancomicina por 40 mg de polvo de cemento).
- Grupo 4: (Palacos R + G®) + 5% de Vancomicina + 2,5 % de Cefazolina. (1 gramo de Cefazolina más 2 gramos de Vancomicina por 40 mg de polvo de cemento).
- Grupo 5: (Palacos R + G®) + 5 % de Vancomicina (2 gramo de Vancomicina por 40 mg de polvo de cemento).
- Grupo 6: (Palacos R + G®) + 10 % de Vancomicina (4 gramo de Vancomicina por 40 mg de polvo de cemento).

Para la realización del estudio de desgaste en medio húmedo, se han definido cuatro condiciones de estudio en función del tiempo que la muestra permanece en suero fisiológico (“envejecimiento”), antes de realizar el estudio. Las condiciones descritas son:

- Condición 1: Tres muestras sin envejecimiento y ensayadas en seco
- Condición 2: Tres muestras sin envejecimiento ensayadas sumergidas en suero salino
- Condición 3: Tres muestras envejecidas una semana en suero y ensayadas sumergidas.
- Condición 4: Tres muestras envejecidas un mes en suero y ensayadas sumergidas.

Para la realización de los estudios de resistencia a la flexión, inicialmente se definieron las mismas condiciones que en el estudio de desgaste, pero a tenor de los datos obtenidos en el estudio anterior, se simplifico el estudio, definiéndose solo dos condiciones extremas:

- Condición 1: Tres muestras sin envejecimiento y ensayadas en seco
- Condición 2: Tres muestras envejecidas un mes en suero y ensayadas sumergidas.

3.3 PREPARACIÓN DE LAS MUESTRAS

3.3.1 Preparación del cemento

El cemento fue almacenado y preparado en un ambiente de temperatura y humedad relativa controlada. Los componentes no se sometieron a enfriamiento previo, preparando de forma manual en una batea la mezcla de los mismos. La temperatura ambiente en el momento de realizar la mezcla fue de 23º C, y la humedad relativa del 55-60%. Se siguieron las instrucciones del fabricante durante el proceso de mezclado: (http://www.palacos.com/media/webmedia_local/dc/instructions/ifu_Palacos_R_INT.pdf), siguiendo la norma ASTM F 451-99 ("Standard specification for acrylic bone cement") (7)(<http://www.astm.org/Standards/F451.htm>) y el estándar internacional ISO 5833:2002 ("Implant for surgery-acrylic resin cements") (88) (http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=30980)

Cada ampolla de 20 ml de monómero fue mezclada con un sobre de 40 g de polímero, añadidos en dicho orden en una batea de plástico reutilizable. La mezcla se realizó removiendo en sentido horario mediante giros de frecuencia homogénea, durante un tiempo de 30 segundos cronometrados. En caso de ser necesario la mezcla con antibiótico, previa a la mezcla del monómero y polímero, se mezclaba de manera independiente el polvo del polímero con el polvo del

antibiótico en una batea durante un mínimo de un minuto y siempre hasta conseguir una mezcla homogénea. Este proceso de mezclado queda resumido en la tabla 4. Una vez conseguida esta se seguía el mismo procedimiento que el descrito previamente.

Equipamiento	Procedimiento	
Contenedor apropiado Espátula (ambos estériles)	1º Paso	Pasar el contenido en polvo al contenedor en condiciones de asepsia
	2º Paso	Añadir la misma cantidad de cemento en polvo que de antibiótico
	3º Paso	Mezclar ambas cantidades homogéneamente
	4º Paso	Añadir la misma cantidad de polvo a la mezcla que la cantidad obtenida
	5º Paso	Mezclar ambas cantidades homogéneamente
	6º Paso	Repetir pasos 4º y 5º hasta terminar con el PMMA en polvo
	7º Paso	Añadir el MMA líquido y proceder al mezclado según las recomendaciones del fabricante

Tabla 4: Método para la adicción manual del antibiótico según Frommelt (58).

Una vez conseguida la pasta, se dejó reposar hasta comprobar que la mezcla no se adhería (aproximadamente 2 min a Tº C de trabajo según especificaciones del fabricante) (Figura 12) siendo cuando iniciamos la manipulación para la preparación de las muestras.

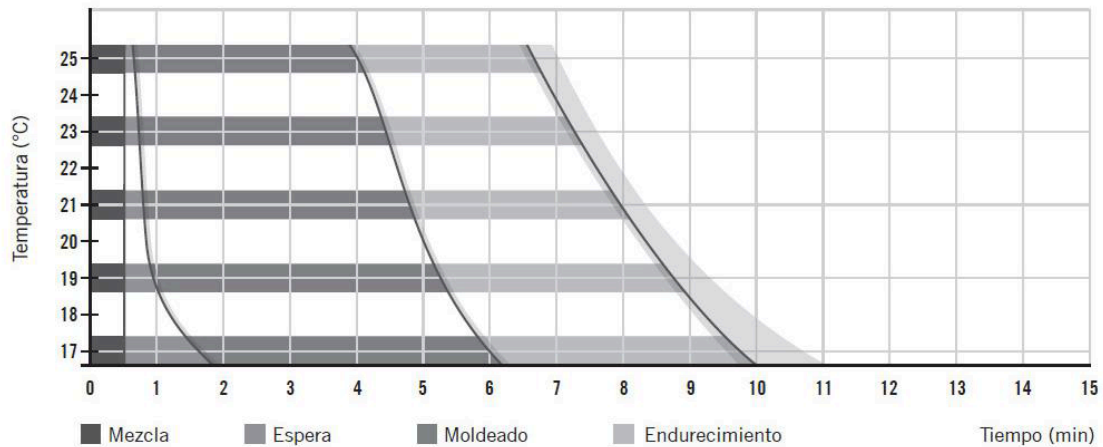


Figura 12: Tiempos de manipulación (moldeado) de la mezcla manual del cemento óseo Palacos R sin enfriamiento previo, según el fabricante

3.3.2 Preparación muestras estudio desgaste.

Para la preparación de las muestras para la prueba de desgaste, utilizamos un molde prediseñado de silicona (Figura 14) para obtener probetas circulares de 30 mm de diámetro y 4 mm de espesor (Figura 13), según normativa ASTM F 732-00 (“Standard Test Method for Wear Testing of Polymeric Materials Used in Total Joint Prostheses”) (<http://www.astm.org/Standards/F732.htm>).

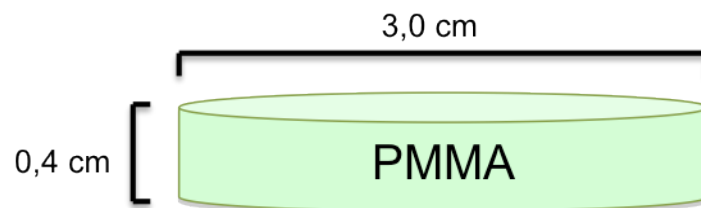


Figura 13: Esquema tamaño y forma muestras estudio desgaste



Figura 14: Molde de silicona usada para crear las muestras de desgaste

Una vez conseguida la fase dúctil del cemento se rellenaron los moldes colocando una plancha sobre la superficie para asegurarnos de que ambas caras quedaban lisas, colocando además un peso (10kg) sobre el molde para compactarlas (Figura 15). Una vez endurecidas, esperando entre 10-12 minutos según fabricante para la temperatura de trabajo, se desmontan las muestras del molde.

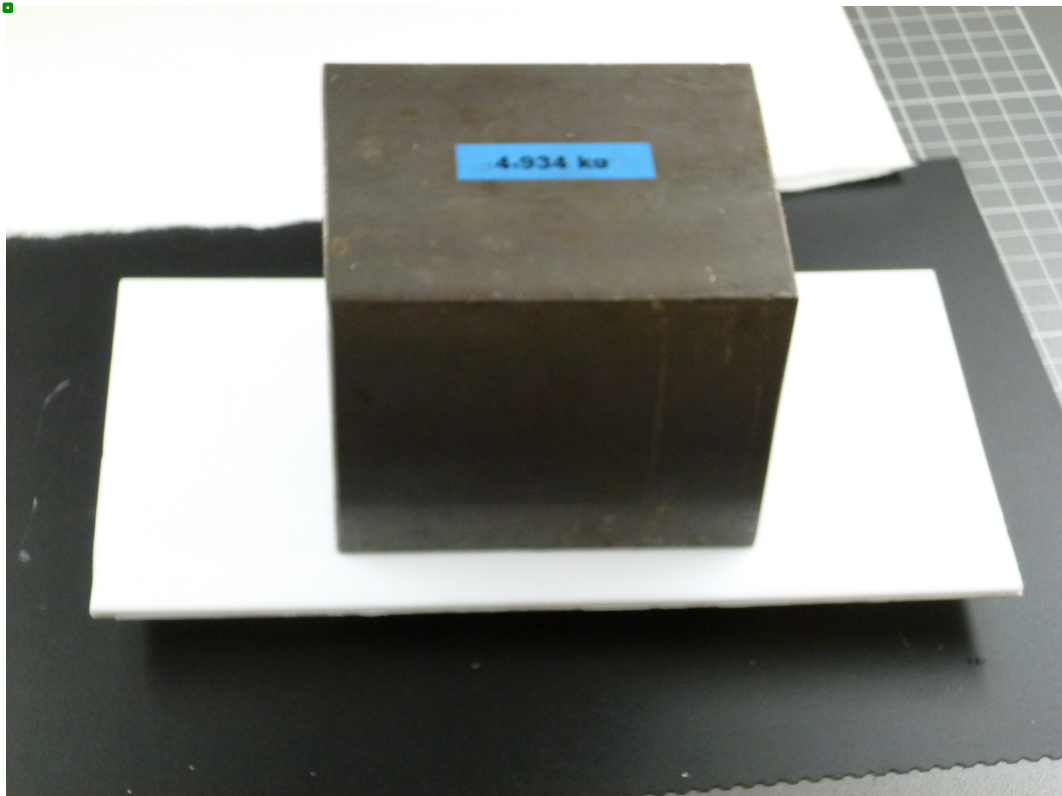


Figura 15: Ilustración del prensado para obtener muestras homogéneas.

Mediante este procedimiento se produjeron tres muestras (Figura 16)



Figura 16: Probetas para la realización de los ensayos de desgaste

3.3.3 Acondicionamiento y envejecimiento muestras desgaste.

El envejecimiento se realizó mediante la inmersión de las muestras en suero durante el tiempo correspondiente (una semana para la condición 3 y un mes para la condición 4) y manteniéndolas a temperatura constante, de 37º C, mediante incubación con una estufa.

Empleamos suero fisiológico (B. Braun, Melsungen, Alemania) con una solución isotónica de ClNa 0,9% tratando de asemejar las condiciones de estudio al ambiente fisiológico en una articulación.

3.3.4 Preparación muestras estudio resistencia flexión

La preparación de las muestras para los ensayos a flexión, volvimos a utilizar otro molde prediseñado de silicona (Figura 18) obteniendo muestras rectangulares de 79 mm de longitud, 10 mm de anchura y 4,5 mm de altura (Figura 17) según el estándar internacional ISO 178:2001 (“Determination of flexural properties”).

(http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_tc/catalogue_detail.htm?csnumber=31258) y su modificación española UNE-EN ISO 178:2003 (“Determinación de las propiedades de flexión”)

(<http://www.aenor.es/aenor/normas/normas/fichanorma.asp?codigo=N0029166&tipo=N>)

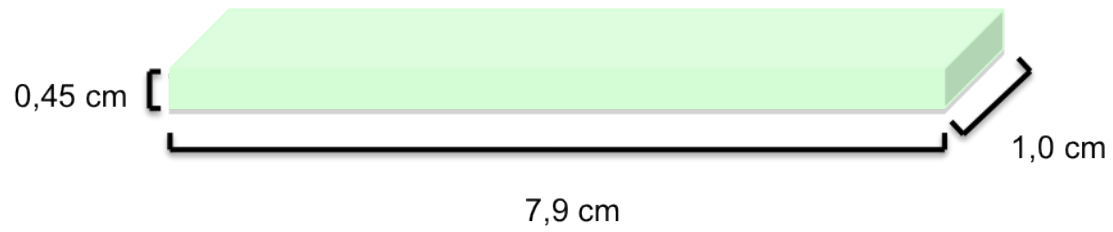


Figura 17: Esquema tamaño y forma muestras estudio resistencia a flexión



Figura 18: Molde utilizado para crear las muestras para los ensayos de resistencia a la flexión.

El procedimiento de preparación de las probetas fue similar al expuesto en la preparación de las probetas de desgaste. Una vez desmoldadas y antes de realizar los ensayos, se prepararon adecuadamente, eliminando las posibles rebabas y lijándolas para que quedaran probetas homogéneas. Mediante este procedimiento se consiguieron tres muestras por grupo de estudio y por condición definida (Figura 19).

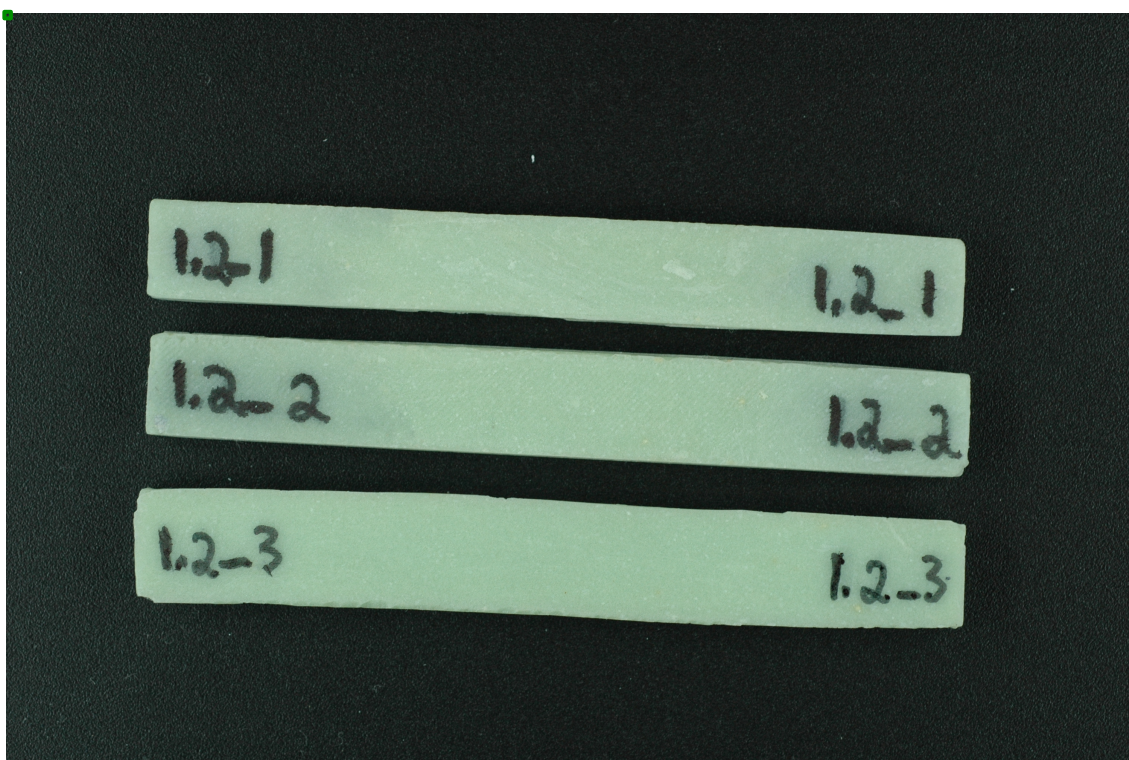


Figura 19: Muestras para la medición de la resistencia a la flexión

3.3.5 Acondicionamiento y envejecimiento muestras resistencia flexión.

El envejecimiento de las muestras para los ensayos de resistencia a flexión se realizaron siguiendo el mismo procedimiento que para los ensayos de resistencia, simplificando en este caso las condiciones de estudio, definiéndose solo dos condiciones, previamente descritas.

3.4 EQUIPOS UTILIZADOS

3.4.1 Ensayos de desgaste

Para la determinación del coeficiente de fricción medio, el desgaste producido en los diferentes grupos y estudiar la modificación de este según las condiciones anteriormente especificadas se efectuaron ensayos mecánicos siguiendo la norma ASTM G99-05 (“Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-on-Disk Apparatus”) (8) (<http://www.astm.org/Standards/G99.htm>).

Producción desgaste

El equipo utilizado fue un tribómetro PIN-ON-DISK (Microtest, Madrid, España) (Figura 20), con una bola de acero inoxidable 304 de 6 mm de diámetro. Las condiciones utilizadas en el ensayo fueron con una carga normal aplicada de 15 N, un recorrido descrito de 1000 m y una frecuencia de 120 rpm (Figura 21).

Para los ensayos realizados con las muestras sumergidas en suero, se acopló un recipiente al plato del tribómetro, donde se introdujo la probeta cubierta de suero.

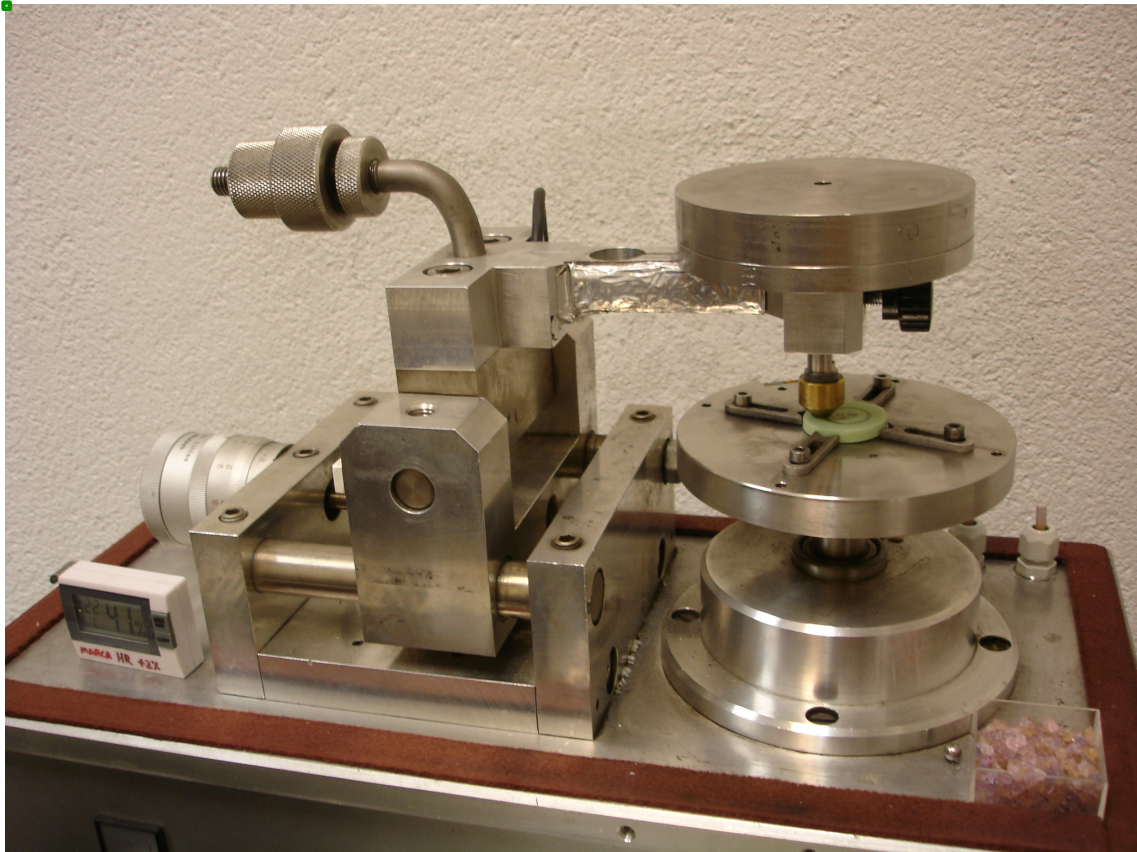


Figura 20: Tribómetro utilizado en los ensayos de desgaste.

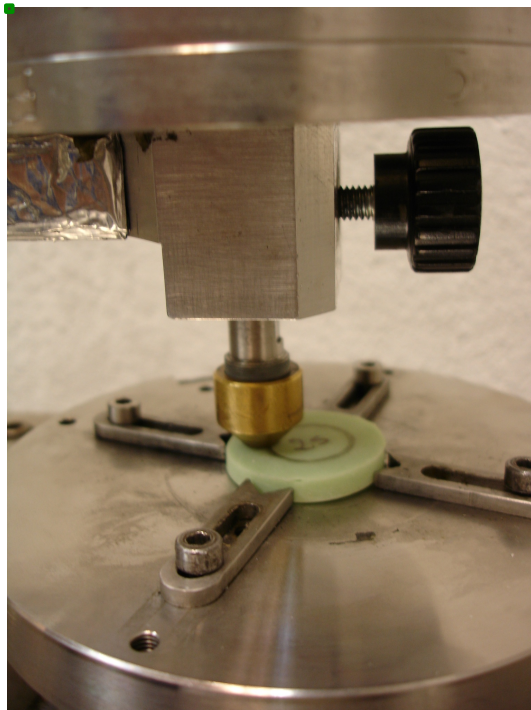


Figura 21: Bola de acero del tribómetro produciendo una pista de desgaste en una muestra

Medición análisis de la huella

Para determinar el desgaste producido por el tribómetro, fue necesario determinar el volumen perdido tras el ensayo, para lo cual utilizamos un perfilómetro Nikon Profile Proyector V-20^a(Nikon instrument INT, NY, EEUU) (Figura 22). La medición del volumen perdido se ha determinado en milímetros cúbicos por nanómetro (mm^3/Nm). Con el perfilómetro se midió la dimensión de la pista de desgaste y la anchura de cada una de las muestras ensayadas. Con este dato se calcularon los valores de volumen perdido en cada muestras de la siguiente manera:



Figura 22: Perfilómetro Nikon Profile Proyector V-20^a

El valor del desgaste en $(\text{mm}^3/\text{Nm}) \cdot 10^{-4}$ viene dado por la siguiente expresión:

$$\text{Desgaste} = \frac{V_{\text{perdido}}}{d_{\text{recorrida}} \cdot F} \cdot 1000$$

Siendo:

$d_{\text{recorrida}}$ = distancia recorrida = 1000 m

F = Fuerza aplicada durante el desgaste = 15 N

V_{perdido} = volumen perdido por el desgaste

Para conocer el volumen perdido durante el desgaste tenemos:

$$V_{\text{perdido}} = V_{\text{toro}} \cdot \frac{A_{\text{segmento}}}{A_{\text{círculo}}}$$

a) **El volumen del toro de revolución:**

$$V_{\text{toro}} = 2 \cdot \pi^2 \cdot R_{\text{giro}} \cdot R_{\text{bola}}^2$$

Siendo el radio de la bola 6 mm y el radio de giro:

$$R_{\text{giro}} = \frac{D_{\text{externo}} - \left(\frac{B}{2}\right)}{2}$$

donde B es el ancho de la pista.

b) **El área del círculo:**

$$A_{\text{círculo}} = \pi \cdot R_{\text{bola}}^2$$

c) El área del segmento:

$$A_{segmento} = A_{sector} - A_{triangulo}$$

Siendo:

$$A_{sector} = \pi \cdot R_{bola}^2 \cdot 2 \cdot \frac{\alpha}{2 \cdot \pi}$$
$$A_{triángulo} = \frac{B \cdot h}{2}$$

Donde:

$$h = \cos \alpha \cdot R_{bola}$$

$$\alpha = \arcsen \frac{B/2}{R_{bola}}$$

Siendo h la altura y α en ángulo

Microscopia de barrido electrónico (SEM)

Una vez calculado el tamaño de la pista, calculado el volumen perdido o medición de desgaste y obtenido el coeficiente de fricción, las muestras se sometieron a un estudio con objeto de ver la pista generada en el ensayo de desgaste, así como el tipo de desgaste que tenía lugar. Para ello utilizamos un microscopio de barrido electrónico, SEM (Philips X-30, Philips Electronic Instruments, NJ, EEUU) (Figura 23) donde se han visualizado y fotografiado todas las muestras.

Como requisito previo a la utilización de un microscopio electrónico de barrido en una muestra de un componente plástico, se necesitaba recubrirlas con oro mediante un sistema de pulverización catódica (“sputtering”).

■



Figura 23: Microscopio electrónico de barrido utilizado

3.4.2 Ensayos resistencia a momento de flexión

Para evaluar la resistencia de las muestras a un momento de flexión, se realizó un estudio siguiendo el estándar internacional ISO 178:1993 (“Plastics. Determination of flexural properties”)

(http://www.iso.org/iso/iso_catalogue/catalogue_ics/catalogue_detail_ics.htm?csnumber=4016) y su modificación española UNE-EN-ISO 178 (“Plásticos. Determinación de las propiedades de flexión”) (<http://www.aenor.es/aenor/normas/normas/fichanorma.asp?tipo=N&codigo=N0013207&PDF=>) para estudiar las propiedades a flexión del material.

El ensayo para determinar la tensión de rotura a la flexión y para calcular el modulo de flexión de cada muestra, en cada grupo de estudio, se sometieron, también, a las dos condiciones previamente descritas, en seco y tras un envejecimiento en suero salino a 37° C durante un mes.

Para ello empleamos una máquina de ensayos universal (IB-MU4, IBERTEST, Ibertest group, Madrid, España) (Figura 25) y una mordaza de ensayos a flexión en tres puntos. Se colocó cada muestra en la zona de ensayo de la máquina, sujetando la muestra en dos puntos de la cara inferior y se ha aplicado una fuerza central sobre la cara superior de la muestra. La distancia entre ambos apoyos inferiores fue de 64 mm, aplicando la fuerza en el punto central (Figura 24 y Figura 26). La velocidad de aplicación de la fuerza ha sido de un milímetro por minuto (mm/min), realizándose tres ensayos por cada grupo de estudio y por cada condición determinada.

Los ensayos se han realizado en condiciones ambientales de temperatura y de humedad relativa constante. La temperatura se mantuvo entre 19° C y 20° C, y la humedad relativa entre el 55 y el 60%, condiciones similares a las manejadas a la hora de realizar las muestras de cemento.

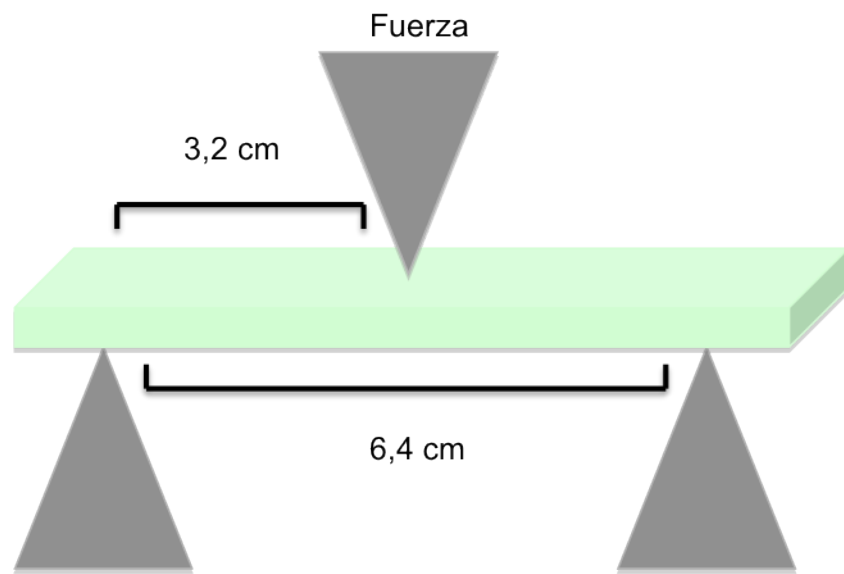


Figura 24: Esquema aplicación muestras de flexión en maquina Ibertest

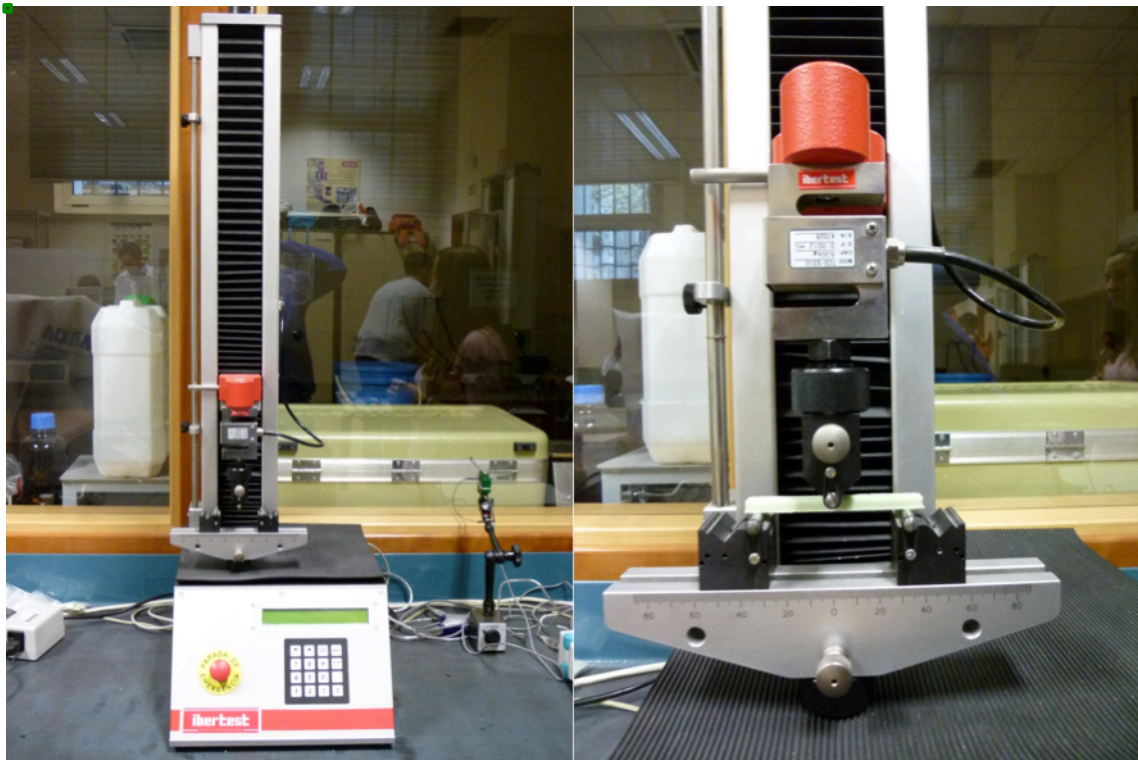


Figura 25: Máquina Ibertest utilizada en el estudio de flexión y colocación de la muestra en zona de ensayo

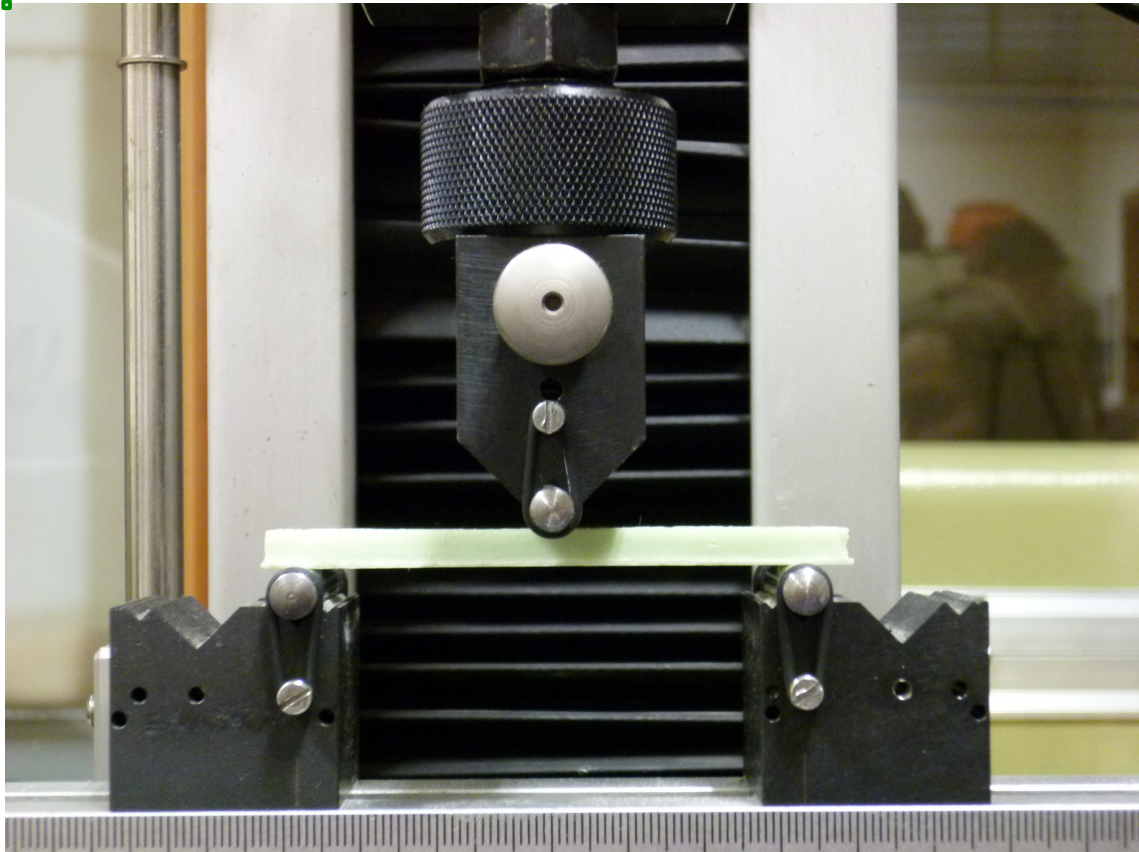


Figura 26: Detalle colocación de muestra con dos puntos de soporte laterales y aplicación fuerza deformante central.

3.5 CONTROL DE CALIDAD

Todos los equipos utilizados en este estudio han sido calibrados y controlados para obtener la máxima precisión antes de su uso. Con esto se ha buscado que los resultados obtenidos sean lo más reproducible posible cuando se repitan los test en las mismas condiciones. Los datos obtenidos fueron supervisados por dos especialistas (ingenieros industriales, dpto ensayos mecánicos, Universidad Pontificia Comillas) independientes al estudio.

Los métodos de estudio usados están bien establecidos y las posibles modificaciones se han realizado siguiendo los diferentes estándar internacionales de la American Society for Testing and Material (ASTM) y la International Organization for Standardization (ISO).

3.6 ANÁLISIS DE LOS DATOS

3.6.1 Variables de medición

Ensayo desgaste

En todos los grupos se realizaron las siguientes mediciones como variables de estudio:

- μ : Coeficiente de rozamiento de cada muestra
- D: Desgaste de la pista de erosión de cada muestra expresada como $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$
- Cd: Curva de desgaste. Definida como el coeficiente de rozamiento en relación a la distancia recorrida

Estas mediciones se repitieron para cada una de las cuatro condiciones previamente establecidas:

- Condición 1: Muestras sin envejecimiento y ensayadas en seco
- Condición 2: Muestras sin envejecimiento ensayadas sumergidas en suero salino
- Condición 3: Muestras envejecidas una semana en suero y ensayadas sumergidas.
- Condición 4: Muestras envejecidas un mes en suero y ensayadas sumergidas.

Ensayos de resistencia a la flexión

En todos los grupos se realizaron las siguientes mediciones como variables de estudio

- T: tensión de rotura. Definida como la fuerza aplicada en la cual la muestra se fractura
- G: Módulo de flexión. Definido como la deformación de un material a medida que es sometido a una fuerza. En nuestro caso dada la naturaleza de la fuerza aplicada se ha utilizado el módulo elástico transversal.

Estas mediciones se repitieron para cada una de las dos condiciones previamente establecidas

- Condición 1: Muestras sin envejecimiento y ensayadas en seco
- Condición 2: Muestras envejecidas un mes y ensayadas sumergidas en suero.

3.6.2 Estadística

El análisis estadístico se ha realizado mediante la utilización del paquete informático SPSS versión 15.0 para MS-Windows (SPSS Inc. Chicago USA.)

En los estudios de desgaste así como de envejecimiento en medio húmedo se ha usado un test de ANOVA para estudiar las diferencias entre los valores medios de las diferentes variables del estudio. Para determinar que medias en las variables diferían, un análisis post hoc fue realizado, ajustando para la realización

de comparaciones múltiples. Se definió como una diferencia estadísticamente significativa aquellos valores de p inferiores a 5% ($p < 0,05$).

En los estudios de flexión, la valoración de las diferencias entre las medias de las distintas variables se llevo a cabo mediante la comparación de estas utilizando test de Student para muestras independientes. Se definió como una diferencia estadísticamente significativa aquellos valores de p inferiores a 5% ($p < 0,05$).

4 RESULTADOS

4.1 ENSAYOS DE DESGASTE

4.1.1 Condición en medio seco

Para los estudios de desgaste se estudiaron un número total de dieciocho muestras, perteneciendo a cada grupo de estudio tres de ellas. El ancho de pista medio fue de 1,42 (rango: 1,14 - 1,69); desviación estándar (DE): 0,16) mm, con un diámetro externo de 18,74 (rango: 16,89 - 20,73; DE: 1,32) mm.

El desgaste medio fue de 0,16 (rango: 0,08 - 0,27; DE: 0,06) $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$, siendo el coeficiente de rozamiento de 0,67 (rango: 0,48 - 0,8; DE: 0,12).

El grupo 1 presentó un ancho de pista medio de 1,32 mm con un diámetro medio de 19,13 mm, un desgaste medio de 0,13 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento medio de 0,61.

Para el grupo 2, el ancho de pista fue de 1,34 mm, el diámetro externo de 20,07 mm, el desgaste de 0,14 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y el coeficiente de rozamiento medio de 0,63.

El grupo 3 tuvo un ancho de pista de 1,20 mm, el menor de todos los medidos, un diámetro de 17,59 mm, un desgaste de 0,086 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento de 0,72.

En el grupo 4 obtuvimos 1,62 mm de ancho de pista con un diámetro de 20,04 mm, un desgaste de 0,24 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y el coeficiente de rozamiento de 0,72.

El grupo 5 ancho de pista de 1,47 mm, diámetro de 17,12 mm, desgaste de $0,15 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ con coeficiente de rozamiento de 0,15.

Por último, el grupo 6 presentó un ancho de pista de 1,53 mm, un diámetro externo de 18,46 mm y un desgaste de $0,19 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento de 0,69 (Tabla 5)

Ensayo en seco						
Grupo	1	2	3	4	5	6
Ancho de pista medio/	1,325/	1,344/	1,205/	1,616/	1,469/	1,536/
Desviación típica	0,082	0,189	0,021	0,106	0,002	0,051
Diámetro externo pista	19,131/	20,077/	17,592/	20,048/	17,122/	18,461/
Medio/ Desviación típica	0,166	0,57	0,777	0,52	0,098	1,45
Desgaste medio /	0,126/	0,143/	0,087/	0,240/	0,152/	0,189/
Desviación típica	0,022	0,14	0,087	0,24	0,001	0,033
Coef. Rozamiento/	0,61/	0,63/	0,723/	0,647/	0,717/	0,687/
Desviación típica	0,026	0,23	0,072	0,119	0,057	0,17

Tabla 5: Estadísticos descriptivos muestras en seco

Se observó una significación en la homogeneidad de las varianzas en el ancho de pista ($p=0,02$), el diámetro externo ($p=0,046$), desgaste ($P=0,025$) y coeficiente de rozamiento ($p=0,01$). El análisis de estas (ANOVA) mostró diferencias en el ancho de pista ($p=0,02$), diámetro externo ($p=0,001$), desgaste ($p=0,002$), pero no en el coeficiente de rozamiento ($p=0,86$).

El análisis por grupos de la prueba de ANOVA mediante el test de Dunnet para observar donde residían dichas diferencias, demostró que respecto al grupo 1, existían diferencias con el grupo 4 en el ancho de pista ($p=0,013$; diferencia de medias de 0,29 mm mayor en el grupo 4), con el grupo 5 en el diámetro externo de la pista ($p=0,025$; diferencia de medias 2,91 mm mayor para el grupo 1), en el desgaste respecto al grupo 4 ($p=0,006$; diferencia de medias de $0,11 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor para el grupo 4) y no existieron en el coeficiente de rozamiento.

Respecto al grupo 2 se observó diferencias en el ancho de pista respecto al grupo 4 ($p=0,02$; diferencia de medias de 0,27 mm mayor para el grupo 4), en el diámetro externo respecto al grupo 3 ($p=0,006$; diferencia de medias de 2,48 mm mayor para el grupo 2) y al grupo 5 ($p=0,02$; diferencia de medias de 2,95 mm mayor para el grupo 2), en el desgaste con el grupo 4 ($p=0,018$; diferencia de medias de $0,1 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor para el grupo 4) no observándose diferencias para el coeficiente de rozamiento.

Observamos, por el contrario, que el grupo 4 (único con 3 antibióticos en su composición) presentaba diferencias en el ancho de pista respecto al grupo 1, al 2 y al 3 ($p=0,001$; diferencia de medias de 0,41 mm mayor para el grupo 3), en el diámetro externo con los grupos 3 ($p=0,007$; diferencia de medias de 2,46 mm mayor para el grupo 3) y 5 ($p=0,002$; diferencia de medias de 2,92 mm mayor para el grupo 5), también en el desgaste con los grupo 1, 2, 3 ($p=0,001$; diferencia de medias de $0,15 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor para el grupo 4) y 5 ($p=0,032$; diferencia de medias de $0,088 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor para el grupo 4). No se observó diferencias en los coeficientes de rozamiento.

Al agrupar los grupos que contenían cefazolina en su composición (2 y 4), se obtuvo diferencia en el ancho de pista con el grupo 3 ($p=0,039$; diferencia de medias de 0,27 mm menor para el grupo 3), en el diámetro externo de la pista con los grupo 3 ($p=0,001$; diferencia de medias de 2,47 mm menor para el grupo 3), 5 ($p=0,0001$; diferencia de medias de 2,94 mm menor para el grupo 5), y 6 ($p=0,028$; diferencia de medias de 1,6 mm mayor para el grupo 6). La diferencia observada en el desgaste fue con el grupo 3 ($p=0,026$; diferencia de medias de $0,10 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ menor para el grupo 3), no observándose diferencias en los coeficientes de rozamiento.

4.1.2 Condición en medio húmedo

Para la condición en medio húmedo se usaron dieciocho muestras recién sumergidas en suero fisiológico. Para este grupo, el ancho de pista medio fue de 1,13 (rango: 0,85 - 1,16; DE: 0,04) mm, con un diámetro externo de 18,39 mm (rango: 17,01 - 19,48; DE: 0,86) mm. El desgaste medio fue de 0,08 (rango: 0,03 - 0,213; DE: 0,06) $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$. El coeficiente medio de rozamiento fue de 0,42 (rango: 0,27- 0,64; DE: 0,09).

Subdividiendo por grupos, el grupo 1 presentó un ancho de pista de 1,02 mm, un diámetro de 19,06 mm, un desgaste de $0,58 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un rozamiento de 0,41. Para el grupo 2 los valores fueron 1,6mm de ancho, 17,62 mm de diámetro, de $0,20 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ desgaste y 0,58 de coeficiente de rozamiento. 0,86 mm, 17,94 mm , $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y 0,39 en ancho, diámetro, desgaste y coeficiente de rozamiento para el grupo 3. El grupo 4 tuvo una anchura de pista de 1,19 mm, diámetro de 19,33 mm, un desgaste de $0,09 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento de 0,3. Para el grupo 5 el ancho fue de 1,02mm , diámetro de 18,11 mm, $0,06 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ desgaste y 0,41 de coeficiente de rozamiento. Por último, el grupo 6 mostró una anchura de 1,07mm , un diámetro de 18,29 mm, un desgaste de $0,06 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento de 0,407 (Tabla 6).

Ensayo en húmedo						
Grupo	1	2	3	4	5	6
Ancho de pista medio/	1,025/	1,603/	0,863/	1,196/	1,019/	1,079/
Desviación típica	0,015	0,042	0,014	0,027	0,103	0,041
Diámetro externo pista	19,058/	17,625/	17,943/	19,33/	18,118/	18,297/
Medio/ Desviación típica	0,056	0,22	0,882	0,134	1,136	0,94
Desgaste medio /	0,058/	0,203/	0,033/	0,093/	0,056/	0,065/
Desviación típica	0,003	0,013	0,003	0,006	0,02	0,010
Coef. Rozamiento/	0,413/	0,583/	0,387/	0,3/	0,413/	0,407/
Desviación típica	0,041	0,067	0,08	0,03	0,05	0,02

Tabla 6: Estadísticos descriptivos muestras en medio húmedo.

La homogeneidad de las varianzas no demostró diferencias significativas en la anchura, diámetro, desgaste ni coeficiente de rozamiento. El análisis de las varianzas (ANOVA) encontró diferencias estadísticas en el ancho de pista, desgaste medio y coeficiente de rozamiento ($p < 0,001$) no así en el diámetro externo ($p = 0,08$)

El análisis por grupos (test de Dunnet) , se observó respecto al grupo 1 diferencias en el ancho de pista con los grupos 2 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,58 mm mayor en el grupo 2), 3 ($p = 0,008$; diferencia de medias de 0,16 mm mayor en el grupo 1) y 4 ($p = 0,006$; diferencia de medias de 0,17 mm mayor en el grupo 4). En el desgaste respecto a los grupos 2 ($p < 0,001$; diferencia de medias de $0,14 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo 2) y 4 ($p = 0,01$; diferencia de

medias de $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo 4). Solo se encontró diferencias en el coeficiente de rozamiento con el grupo 2 ($p=0,008$; diferencia de medias de 0,17 mayor para el grupo 2), no existiendo diferencias en el diámetro externo.

Respecto al grupo 2, vimos diferencia en el ancho de pista con todos los grupos ($p<0,001$ siendo siempre en ancho de pista mayor; 0,58 mm mayor que grupo 1, 0,74 mm mayor grupo 3; 0,41 mayor que grupo 4; 0,58 mm mayor que el grupo 5 y 0,52 mayor que el grupo 6). Solo se observó diferencias en el diámetro externo con el grupo 4 ($p=0,046$; diferencia de medias de 1,7 mm mayor para el grupo 4). El desgaste fue superior de manera significativa en el grupo 2 que en el resto de grupos ($p<0,001$; $0,14 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ que el grupo 1 ; $0,17 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ que el grupo 3; $0,11 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ que el grupo 4; $0,15 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ que el grupo 5 y $0,14 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ que el grupo 6). El coeficiente de rozamiento fue mayor en el grupo 2 que en el resto de los grupos con el grupo 1 con diferencia de medias de 0,17 ($p=0,008$), con el grupo 3 con diferencia de medias de 0,19 ($p=0,003$), con el grupo 4 diferencia de medias de 0,28 ($p<0,001$), con el grupo 5 diferencia de medias de 0,17 ($p=0,008$) y con el grupo 6 una diferencia de medias de 0,18 ($p=0,006$).

Los resultados del grupo 4, presentaron diferencias, como ya hemos señalado, en el ancho de pista respecto a los grupo 1 y 2 y también con los grupo 3 ($p<0,001$; diferencia de medias de 0,33 mm mayor en el grupo 4) y grupo 5 ($p<0,004$; diferencia de medias de 0,18 mm mayor en el grupo 2). En el diámetro externo con el grupo 2, como se ha descrito previamente, en el desgaste respecto a los grupos 1 y 2, grupo 3 ($p<0,001$; diferencia de medias de $0,06 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$

mayor desgaste para el grupo 4), grupo 5 ($p=0,007$; diferencia de medias de $0,04 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo 4) y grupo 6 ($p=0,04$; diferencia de medias de $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo 4) . Las diferencias en el coeficiente de rozamiento solo fueron significativas con los grupo 1 y 2, como ya se ha señalado.

La muestras que contenían cefazolina (grupos 2 y 4) presentaron un ancho de pista superior al grupo 1 ($p< 0,012$; diferencia de medias de $0,37 \text{ mm}$ menor en el grupo 1), al grupo 3 ($p< 0,001$; diferencia de medias de $0,54 \text{ mm}$ menor en el grupo 3), al grupo 5 ($p< 0,01$; diferencia de medias de $0,38 \text{ mm}$ menor en el grupo 5) y al grupo 6 ($p< 0,001$; diferencia de medias de $0,32 \text{ mm}$ mayor en el grupo 6). El desgaste fue mayor en el grupo que contenía cefazolina que en el grupo 1 ($p<0,021$; diferencia de medias de $0,09 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo con cefazolina) , grupo 3 ($p<0,004$; diferencia de medias de $0,11 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo con cefazolina), grupo 5 ($p<0,018$; diferencia de medias de $0,09 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo con cefazolina) y el grupo 6 ($p<0,034$; diferencia de medias de $0,082 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste para el grupo con cefazolina). No se observaron diferencias significativas entre los grupos que contenían cefazolina y los que no la contenían en el diámetro ni en el coeficiente de rozamiento.

4.1.3 Condición en una semana de inmersión en medio húmedo

Tras mantener las muestras una semana de inmersión en suero fisiológico y repetir el ensayo, el ancho de pista fue de 0,91 (rango: 0,75 - 1,15; DE: 0,15) mm. El diámetro externo de la pista fue de 17,74 (rango: 16,71 - 19,26; DE: 0,07) mm y el desgaste medio de 0,04 (rango: 0,02 - 0,08; DE: 0,02) $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$. Para estas condiciones de estudio el coeficiente de rozamiento calculado fue de 0,49 (rango: 0,31 - 0,64; DE: 0,10).

El grupo 1 presentó un ancho de pista de 0,83 mm, un diámetro externo de 16,9 mm, un desgaste de 0,03 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento de 0,45. En el grupo 2 se observó el segundo mayor ancho de pista con 1,2 mm, 18,1 mm de diámetro, 0,07 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ de desgaste y 0,58 de coeficiente de rozamiento (los segundos más altos). El grupo 3 tuvo un ancho de pista de 0,87 mm, un diámetro de 18,81 mm, un desgaste de 0,03 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y un coeficiente de rozamiento de 0,44. En el grupo 4 obtuvimos el mayor ancho de pista con 1,11 mm, 19,14 mm de diámetro, 0,02 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ de desgaste y 0,60 de coeficiente de rozamiento. El grupo 5, junto con el grupo 6, fueron los grupos con menor tasa de desgaste 0,02 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y 0,02 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ respectivamente. Presentaron unos anchos de pista de 0,7 mm y 0,76 mm, unos diámetros externos de 16,75 mm y 16,78 mm (los más bajos) y un coeficiente de rozamiento de 0,60 y 0,48 respectivamente. (Tabla 7)

Ensayo una semana en inmersión						
Grupo	1	2	3	4	5	6
Ancho de pista medio/ Desviación típica	0,833/ 0,038	1,098/ 0,023	0,868/ 0,024	1,109/ 0,045	0,785/ 0,032	0,764/ 0,008
Diámetro externo pista Medio/ Desviación típica	16,897/ 0,150	18,099/ 0,973	18,816/ 0,145	19,136/ 0,114	16,746/ 0,063	16,776/ 0,017
Desgaste medio / Desviación típica	0,028/ 0,004	0,068/ 0,002	0,035/ 0,003	0,074/ 0,009	0,023/ 0,003	0,021/ 0,001
Coef. Rozamiento/ Desviación típica	0,453/ 0,049	0,583/ 0,032	0,440/ 0,046	0,373/ 0,057	0,603/ 0,006	0,477/ 0,152

Tabla 7: Estadísticos descriptivos muestras sumergidas una semana

La prueba de homogeneidad de las varianzas mostró diferencias significativas en el diámetro externo ($p=0,015$) y en el coeficiente de rozamiento ($p=0,39$). El análisis de la varianza presentó diferencias significativas en el ancho de pista ($p<0,001$), desgaste ($p<0,001$), diámetro externo ($p<0,001$) y coeficiente de rozamiento de la pista ($p=0,16$).

El grupo 1 mostró un ancho de pista estadísticamente menor que el grupo 2 ($p<0,001$; diferencia de medias de 0,26 mm) y el grupo 4 ($p<0,001$; diferencia de medias de 0,28 mm). Un diámetro externo menor que el grupo 2 ($p<0,015$; diferencia de medias de 1,20 mm), que el grupo 3 ($p<0,001$; diferencia de medias de 1,92 mm) y el grupo 4 ($p<0,001$; diferencia de medias de 2,23 mm). También presentó un desgaste menor que el grupo 2 ($p<0,001$; diferencia de medias de

0,598 mm³/Nm x10⁻⁴) y el grupo 4 (p<0,001; diferencia de medias de 0,46 mm³/Nm x10⁻⁴). No se objetivaron diferencias significativas en el coeficiente de rozamiento.

El grupo 2 presentó un ancho de pista mayor a los grupos 1, descrito previamente, 3 (p< 0,001; diferencia de medias de 0,23 mm), grupo 5 (p<0,001; diferencia de medias de 0,31 mm) y grupo 6 (p<0,001; diferencia de medias de 0,33 mm). El diámetro externo fue, como hemos señalado, mayor que el del grupo 1 pero también con el grupo 5 (p=0,007; diferencia de medias de 1,13 mm) y el grupo 6 (p=0,008; diferencia de medias de 1,32 mm) y menor que el grupo 4 (p< 0,015; diferencia de medias de 1,03 mm). El desgaste del grupo 2, fue, como indicamos, mayor que el del grupo 1 y también que el grupo 3 (p<0,001; diferencia de medias de 0,03 mm³/Nm x10⁻⁴), el grupo 5 (p<0,001; diferencia de medias de 0,04 mm³/Nm x10⁻⁴) y el grupo 6 (p<0,001; diferencia de medias de 0,05 mm³/Nm x10⁻⁴). Solo encontramos diferencias en el coeficiente de rozamiento respecto al grupo 4 (p<0,016; diferencia de medias de 0,21) siendo mayor para el grupo 2.

El grupo 4 tuvo un mayor ancho de pista que el grupo 1, como se ha descrito, y además con el grupo 3 (p<0,001; diferencia de medias de 0,24 mm), el grupo 5 (p< 0,001; diferencia de medias de 0,32 mm) y el grupo 6 (p<0,001; diferencia de medias de 0,34 mm). El diámetro externo fue mayor que el de los grupo 1 y 2, como hemos escrito más arriba, grupo 5 (p<0,001; diferencia de medias de 2,39 mm) y grupo 6 (p<0,001; diferencia de medias de 2,35 mm). El desgaste medio fue mayor que en el resto de los grupos (p<0,001), salvo el grupo 2, presentando valores de 0,46 mm³/Nm x10⁻⁴ mayor que grupo 1, 0,04 mm³/Nm x10⁻⁴ mayor que el grupo 3, 0,05 mm³/Nm x10⁻⁴ mayor que el grupo 5 y 0,05 mm³/Nm x10⁻⁴ mayor

que el grupo 6. Solo se observaron diferencias en el coeficiente de rozamiento con el grupo 2, previamente descrita, y el grupo 5 ($p=0,009$; diferencia de medias de 0,23 mayor en el grupo 5)

Al observar las muestras que contenían cefazolina (grupos 2-4) se observó un ancho de pista mayor que el resto de los grupo ($p<0,001$), siendo la diferencia para el grupo 1 de 0,27 mm, para el grupo 3 de 0,23 mm, para el grupo 5 de 0,32 mm y para el grupo 6 de 0,34 mm. El mayor diámetro externo respecto al grupo 1 ($p=0,002$) presentó una diferencia de medias de 1,72 mm, con el grupo 5 ($p<0,001$) la diferencia de medias fue de 1,87 mm y con el grupo 6 ($p<0,001$); la diferencia fue 1,84 mm. El desgaste fue mayor en este grupo con cefazolina que en el resto de los grupos ($p<0,001$) con diferencias de $0,04 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ con el grupo 1, de $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ grupo 3, de $0,05 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ con el grupo 5 y $0,05 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ con el grupo 6. No se observaron diferencias significativas en los coeficiente de rozamiento.

4.1.4 Condición en un mes de inmersión en medio húmedo

Al realizar de nuevo en ensayo con muestras inmersas durante un mes en suero, se obtuvo un ancho de pista medio de 0,91 (rango: 0,71 - 1,04; DE: 0,11) mm; un diámetro externo de la pista de 17,93 (rango: 16,87 - 19,19; DE 0,9) mm y un desgaste medio de 0,04 (rango: 0,02 - 0,06; DE: 0,01) $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$. Para éstas condiciones de estudio el coeficiente de rozamiento calculado fue de 0,46 (rango: 0,21 - 0,76; DE: 0,17).

En el grupo 1 el ancho de pista fue de 1,00 mm, el diámetro externo de la pista de 19,07 mm, el desgaste medio de 0,05 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ y el coeficiente de rozamiento de 0,28. El grupo 2 (cefazolina aislada) presentó el mayor coeficiente de rozamiento con 0,7. El ancho de pista fue de 1,02 mm, 17,16 mm de diámetro y 0,05 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ de desgaste. El grupo 3 tuvo 0,73 mm de ancho de pista, 18,70 mm de diámetro, 0,02 de desgaste y 0,36 de coeficiente de rozamiento (Tabla 8).

Ensayo un mes en inmersión						
Grupo	1	2	3	4	5	6
Ancho de pista medio/ Desviación típica	1,003/ 0,046	1,017/ 0,035	0,729/ 0,009	0,997/ 0,022	0,809/ 0,023	0,917/ 0,048
Diámetro externo pista Medio/ Desviación típica	19,067/ 0,110	17,159/ 0,165	18,698/ 0,115	17,007/ 0,141	18,568/ 0,176	17,058/ 0,145
Desgaste medio / Desviación típica	0,055/ 0,007	0,051/ 0,005	0,021/ 0,001	0,048/ 0,003	0,028/ 0,003	0,038/ 0,006
Coef. Rozamiento/ Desviación típica	0,277/ 0,083	0,700/ 0,079	0,360/ 0,079	0,473/ 0,092	0,357/ 0,102	0,597/ 0,032

Tabla 8: Estadísticos descriptivos muestras sumergidas un mes

El estadístico de Levene confirmó la homogeneidad de las varianzas al no existir diferencias significativas. El análisis de la varianza mostró la existencia de diferencias en el ancho de pista, diámetro externo, desgaste y coeficiente de rozamiento con un valor de $p < 0,0001$.

En el análisis por grupo, el grupo 1 mostró un mayor ancho de pista que el grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,27 mm), que el grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,19 mm) y el grupo 6 ($p < 0,03$; diferencia de medias de 0,08 mm). El diámetro de este grupo fue mayor que el del resto de los grupos, con una significación de $p < 0,001$ para el grupo 2 (diferencia de medias de 1,91 mm), $p = 0,034$ para el grupo 3 (diferencia de medias de 0,36 mm), $p < 0,001$ para el grupo 4 (diferencia de medias de 2,06 mm), $p = 0,005$ para el grupo 5 (diferencia de medias de 0,5 mm) y $p < 0,001$ para el grupo 6 (diferencia de medias de 2 mm). El desgaste del grupo 1 fue mayor que el del grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,034), que el grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de $0,017 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$) y el grupo 6 ($p = 0,004$; diferencia de medias de $0,42 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$). En relación al coeficiente de rozamiento del grupo 1, fue menor que el del grupo 2 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,42), el del grupo 4 ($p = 0,045$; diferencia de medias de 0,19) y el grupo 6 ($p = 0,002$; diferencia de medias de 0,32).

El grupo 2 presentó un ancho de pista mayor que el del grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,29 mm), el grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,21 mm) y el grupo 6 ($p = 0,013$; diferencia de medias de 0,1 mm). El diámetro externo fue menor que en los grupo 1, ya descrito, grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 1,54 mm) y grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 1,41 mm). Se

observó un mayor desgaste en el grupo 2 que en los grupos 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$), grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de $0,02 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$) y grupo 6 ($p = 0,018$; diferencia de medias de $0,01 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$). El coeficiente de rozamiento del grupo 2 fue mayor que el del grupo 1, el grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,34), el grupo 4 ($p = 0,02$; diferencia de medias de 0,23) y el grupo 5 ($p = 0,001$; diferencia de medias de 0,34).

El otro grupo con cefazolina, el grupo 4, presentó un ancho de pista mayor que el grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,27 mm), que el grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,19 mm) y que el grupo 6 ($p = 0,048$; diferencia de medias de 0,04 mm). El diámetro externo de la pista fue menor que en el grupo 1, como se ha descrito previamente, grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 1,69 mm) y grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 1,56 mm). Solo se observaron diferencias en el desgaste con el grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de $0,27 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$), mayor en el grupo 4, y con el grupo 5 ($p = 0,001$; diferencia de medias de $0,02 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$) y del coeficiente de rozamiento con los grupos 1 y 2, como se ha escrito previamente.

Al comparar los grupos con cefazolina (grupos 2 y 4) con aquellos que no la presentaban, se observó un mayor ancho de pista que los grupo 3 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,28 mm), grupo 5 ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,20 mm) y grupo 6 ($p = 0,007$; diferencia de medias de 0,09 mm); un menor diámetro externo ($p < 0,001$) que los grupos 1, diferencia de medias de 1,98 mm) grupo 3, diferencia de medias de 1,61 mm, y grupo 5, diferencia de medias de 1,48 mm. El desgaste fue mayor que todos los grupos sin cefazolina salvo el grupo 1, con unos valores de $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ ($p < 0,001$) menor para el grupo 3, $0,02 \text{ mm}^3/\text{Nm}$

$\times 10^{-4}$ ($p < 0,001$) menos para el grupo 5 y $0,12 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ ($p = 0,013$) menos para el grupo 6. El coeficiente de rozamiento fue mayor en el grupo con cefazolina, siendo frente al grupo 1 ($p = 0,006$; diferencia de medias de 0,31), al grupo 3 ($p = 0,041$; diferencia de medias de 0,226) y al grupo 5 ($p = 0,038$; diferencia de medias de 0,23)

4.1.5 Comportamiento de los grupos en los distintos médios

Los distintos valores de ancho de pista, diámetro externo, desgaste y coeficiente de rozamiento de los distintos grupos han sido descritos previamente. (Tabla 5-9)

El estudio de la homogeneidad de las varianzas mostró diferencias en las varianzas de del ancho de pista , desgaste y coeficiente de rozamiento en el grupo 2; coeficiente de rozamiento en el grupo 3; diámetro y desgaste en el grupo 4; desgaste y coeficiente de rozamiento en el 5; y desgaste solo en el grupo 6.

El análisis de la varianza presentó diferencias entre los grupos con una $p < 0,001$ para todas las variables estudiadas en el grupo 1 (anchura, diámetro, desgaste y coeficiente de rozamiento). El grupo 2 presentaba diferencias significativas ($p < 0,001$) en el ancho de pista, diámetro y desgaste no así con el coeficiente de rozamiento ($p = 0,66$). Para el grupo 3 se halló una significación estadística ($p < 0,001$) para el ancho de pista, desgaste y coeficiente de rozamiento, no así en el diámetro externo ($p = 0,098$). El grupo 4, al igual que el grupo 1, presentó diferencias estadísticas en todas sus variables ($p < 0,001$) salvo en el coeficiente de rozamiento ($p = 0,04$). El grupo 5 también presentó una diferencia estadísticamente significativa en toda sus variables ($p < 0,001$) salvo con el diámetro externo ($p = 0,016$). En el grupo 6 solo encontramos diferencias significativas en el ancho de pista y el desgaste ($p < 0,001$). Una vez observadas estas diferencias se utilizó el test de Tamhane como prueba de *post hoc* para la realización de comparaciones múltiples para el estudio intragrupo.

Grupo 1 (Tabla 22)

Ancho de pista: No se observaron diferencias en seco frente a suero ($p=0,123$) ni tras un mes en suero ($p=0,051$); las encontramos tras una semana de inmersión en suero ($p=0,020$; diferencia de medias de 0,49 mm mas de ancho de pista en seco). Se observaron diferencias en suero frente a una semana en suero ($p=0,038$; diferencia de medias de 0,19 mm mas de ancho de pista en suero), no frente a seco ni un mes en suero. No se observaron diferencias entre una semana en suero y un mes ($p=0,052$).

Diámetro externo: Se observaron diferencia entre el diámetro en seco y tras una semana en suero ($p<0,001$; diferencia de medias de 2,23 mm mayor en seco), no observándose en seco frente a otras condiciones. También se observó diferencias tras una semana en suero frente a suero ($p<0,003$; diferencia de medias de 2,16 mm mayor en suero que tras una semana en medio húmedo) y frente a un mes ($p<0,001$; diferencia de medias de 2,17mm mayor tras un mes en suero).

Desgaste: Solo se encontraron diferencias en el desgaste en medio húmedo frente a una semana en suero ($p<0,005$; diferencia de medias de $0,03 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste en suero)

Coefficiente de rozamiento: Solo obtuvimos diferencias estadísticas en el coeficiente de rozamiento seco frente a suero ($p=0,025$; diferencia de medias de 0,20 mayor en la condición con suero)

Grupo 2 (Tabla 23)

Ancho de pista: Se encontraron diferencias significativas en el ancho de pista en las muestras estudiadas en suero, frente aquellas estudiadas tras una semana en medio húmedo ($p=0,002$; diferencia de medias de 0,505 mm mayor la pista en suero), y frente a las muestras sumergidas un mes en suero ($p<0,001$; diferencia de medias de 0,58 mm mayor ancho de pista en grupo estudiado en suero); sin observar otras diferencias significativas.

Diámetro externo: Solo vimos diferencias significativas en el diámetro entre las muestras ensayadas en seco y aquellas ensayadas tras un mes de inmersión en suero ($p=0,049$; diferencia de medias de 2,92 mm mayor el diámetro de las muestras en seco).

Desgaste: Se hallaron diferencias en las muestras estudiadas en suero frente aquellas que permanecieron una semana ($p=0,016$; diferencia de medias de 0,134 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste en suero) y un mes en suero ($p=0,005$; diferencia de medias de 0,151 $\text{mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor desgaste en suero)

Coefficiente de rozamiento: No se objetivaron diferencias significativas entre las distintas condiciones de estudio.

Grupo 3 (Tabla 24)

Ancho de pista: Encontramos diferencias significativas en el ancho de pista entre las muestras en seco y las muestras en medio húmedo ($p < 0,001$; diferencia de medias de 34 mm mayor para el grupo seco), sumergidas una semana ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,34 mm mayor en la condición seca) y tras un mes sumergida en medio húmedo ($p < 0,001$; diferencia de medias de 0,48 mm mayor medio seco). También se vieron diferencias en las muestras en suero frente aquellas sumergidas un mes ($p = 0,002$; diferencia de medias de 0,13 mm mayor en medio húmedo) y en las muestras sumergidas una semana frente a las que estuvieron sumergidas durante un mes ($p = 0,03$; diferencia de medias de 14mm mayor en una semana en medio húmedo).

Diámetro externo: no se observaron diferencias entre los diámetros de las muestras en las distintas condiciones estudiadas.

Desgaste: Demostramos un mayor desgaste en las muestras estudiadas en seco frente a las que estuvieron en suero ($p = 0,02$; diferencia de medias de $0,054 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$), tras una semana sumergidas ($p = 0,026$; diferencia de medias de $0,052 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$) y tras un mes sumergidas ($p = 0,028$; diferencia de medias de $0,066 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$). También se observaron diferencias en el desgaste entre una semana en suero y un mes en suero ($p = 0,044$; diferencia de medias de $0,14 \text{ mm}^3/\text{Nm} \times 10^{-4}$ mayor en un semana sumergida)

Coeficiente de rozamiento: Las diferencias en el coeficiente de rozamiento en seco frente a resto de condiciones de estudio fueron mayores en seco ($p = 0,035$) frente a

las muestras en húmedo con diferencias de medias de 0,37), frente a las muestras sumergidas una semana en suero ($p=0,044$) con diferencia de medias de 0,28) y frente a las muestras sumergidas un mes en suero ($p=0,026$) con diferencia de medias de 0,36.

Grupo 4 (Tabla 25)

Ancho de pista: Hallamos diferencias significativas entre las muestras ensayadas en seco y aquellas ensayadas tras una semana en suero ($p=0,04$) con diferencia de medias de 0,5 mm, y tras un mes en suero ($p=0,045$), con diferencia de medias de 0,62 mm, siendo mayor el ancho de pista en el grupo en seco. También se observaron diferencias entre las muestras ensayadas en húmedo y aquellas mantenidas un mes en suero ($p<0,004$) con diferencia de medias de 0,20 mm mayor en las muestras ensayadas en inmersión.

Diámetro externo: Demostramos menor diámetro en las muestras mantenidas un mes en suero que en aquellas estudiadas en seco ($p=0,039$) siendo la diferencia de medias 3,04 mm; en húmedo ($p<0,001$) y una diferencia de medias de 2,32 mm y tras una semana de inmersión ($p<0,001$) con diferencia de medias de 2,13 mm.

Desgaste: Solo se encontraron diferencias entre el desgaste de las muestras ensayadas en suero, mayor que las muestras mantenidas un mes en suero ($p=0,01$) con una diferencia de medias de 0,04.

Coeficiente de rozamiento: No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los coeficientes de rozamiento en las distintas condiciones de estudio.

Grupo 5 (Tabla 26)

Ancho de pista: Obtuvimos un ancho de pista mayor entre las muestras ensayadas en seco y aquellas mantenidas una semana ($p=0,004$) con diferencia de sus medias de 0,68 mm y con un mes en suero ($p=0,002$) viendo diferencia de sus medias de 0,66 mm.

Diámetro externo: Se ha encontrado un mayor diámetro externo en las muestras en seco que en aquellas mantenidas una semana en suero ($p=0,047$) con diferencia de medias de 0,37mm y un mes en suero ($p=0,005$) y diferencia de medias de 1,44 mm. También se observó un mayor diámetro en las muestras sumergidas un mes frente a aquellas sumergidas tan solo una semana ($p=0,007$) con diferencia de medias de 1,83 mm)

Desgaste: Se apreció un mayor desgaste en las muestras ensayadas en seco frente a las mantenidas una semana en suero ($p<0,001$) con diferencia de medias de 0,13 y un mes ($p<0,001$) con diferencia de medias de 0,12.

Coeficiente de rozamiento: Solo se ha encontrado un mayor desgaste estadísticamente significativo en las muestras en seco frente a aquellas ensayadas en medio húmedo ($p=0,015$) y una diferencia de medias de 0,30.

Grupo 6 (Tabla 27)

Ancho de pista: El ancho de pista fue mayor significativamente en las muestras en seco que aquellas mantenidas en un medio húmedo ($p=0,002$) con diferencia de medias de 0,46 mm; las sumergidas una semana en suero ($p=0,007$) presentaron una diferencia de medias de 0,77 mm y las que estuvieron sumergidas un mes ($p=0,001$) mostraron una diferencia de medias de 0,62 mm. También se ha observado menor ancho de pista en las muestras sumergidas frente a las que se mantuvieron una semana ($p=0,027$) con diferencia de medias de 0,31 mm.

Diámetro externo: No se vieron diferencias estadísticamente significativas entre las distintas condiciones en el diámetro externo de la pista.

Desgaste: Tampoco se demostraron diferencias significativas entre las distintas condiciones en el diámetro externo de la pista.

Coefficiente de rozamiento: la única diferencia es que fue mayor en las muestras sumergidas un mes frente a aquellas ensayadas en un medio húmedo ($p=0,012$) con diferencia de medias de 0,19.

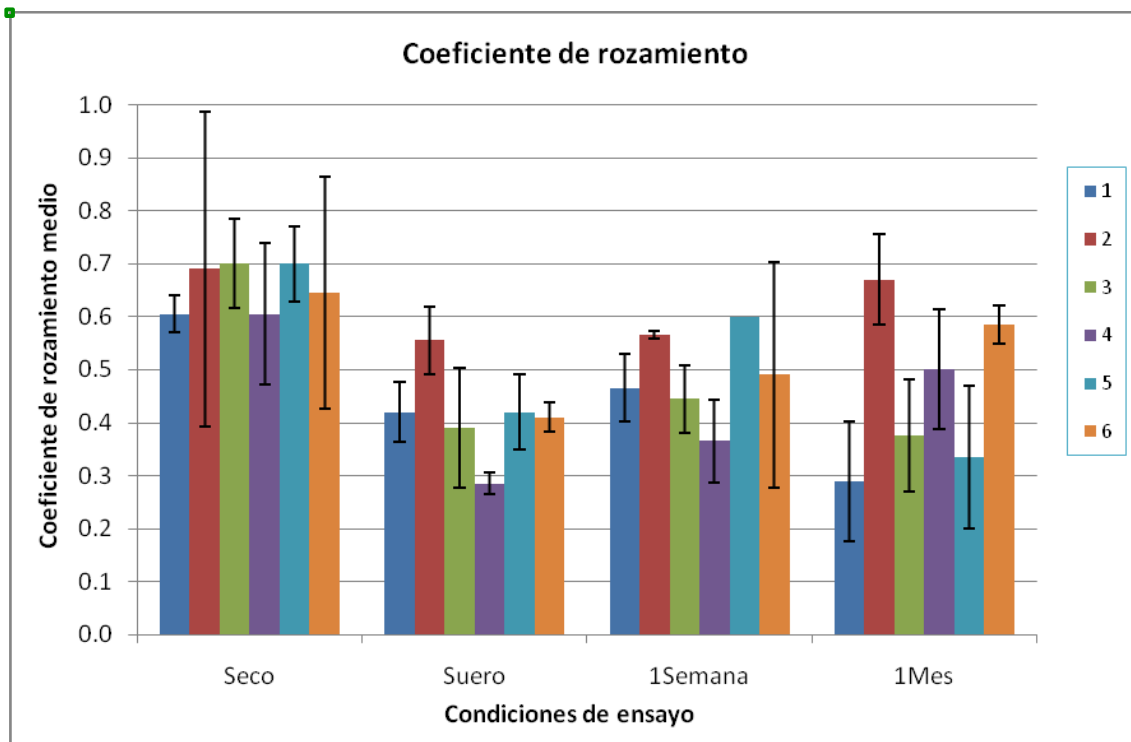


Figura 27: Coeficiente de rozamiento frente a grupo de trabajo para cada una de las condiciones de ensayo

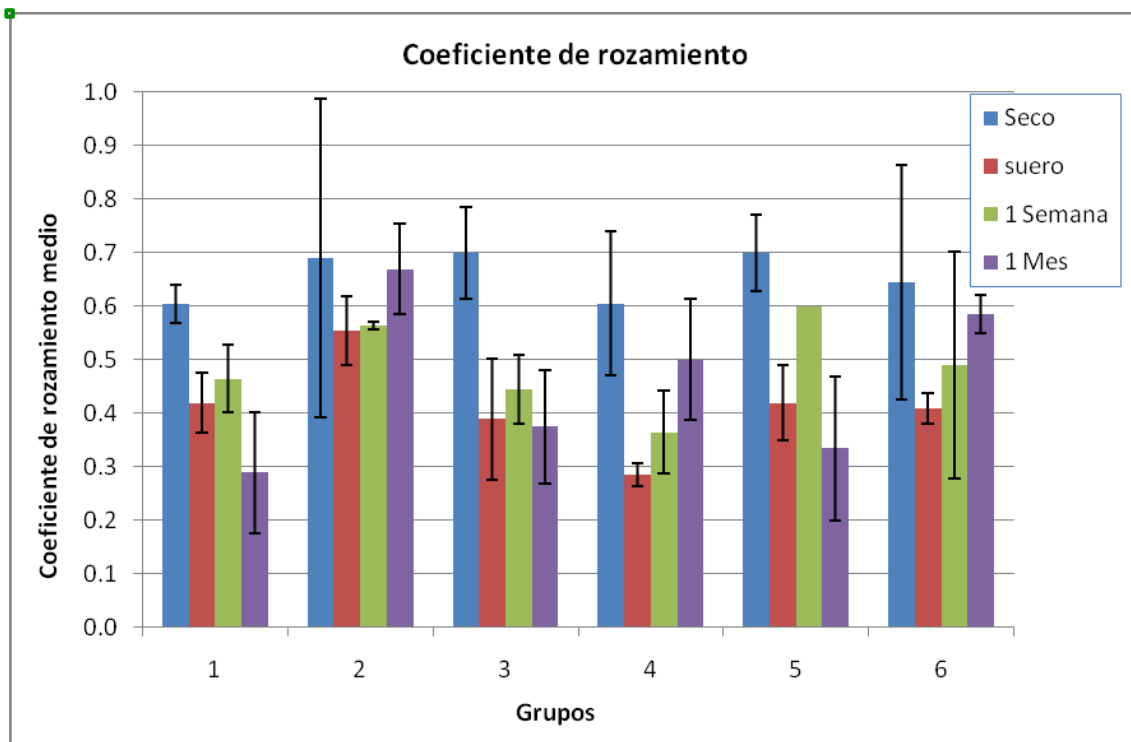


Figura 28: Coeficiente de rozamiento frente a las condiciones de ensayo para cada uno de los grupos

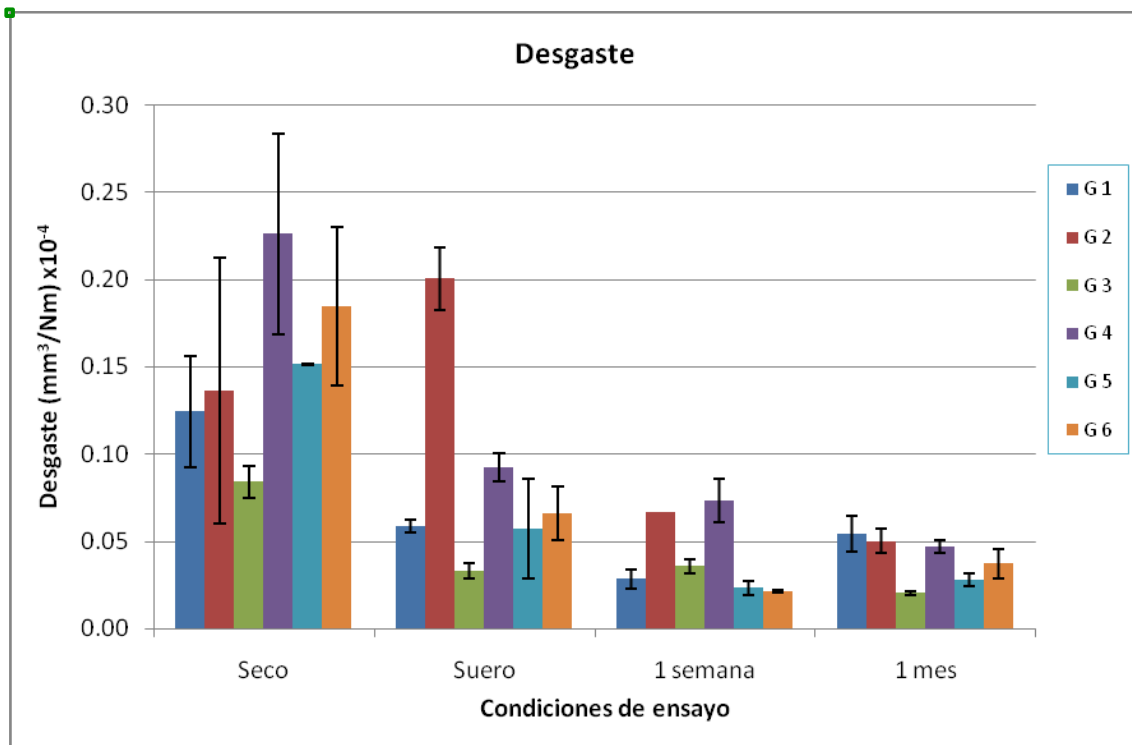


Figura 29: Desgaste frente a grupo de trabajo para cada una de las condiciones de ensayo

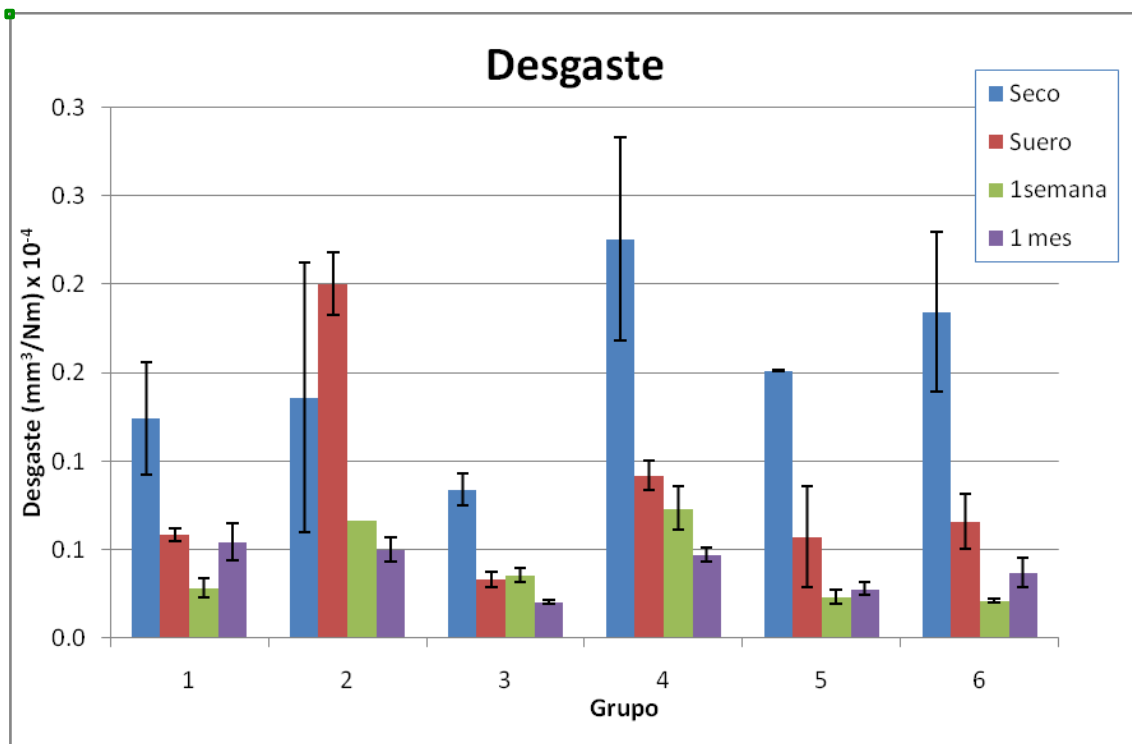


Figura 30: Desgaste frente a las condiciones de envejecimiento para cada uno de los grupos de trabajo

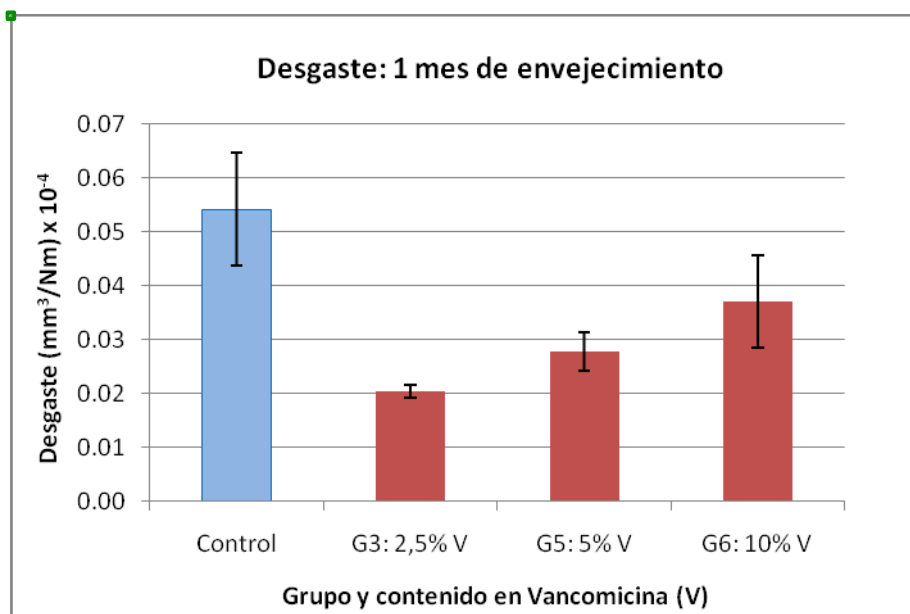


Figura 31: Comparación del desgaste frente al grupo control de los grupos que contienen cargas de Vancomicina para ensayos realizados en húmedo y tras un mes de envejecimiento

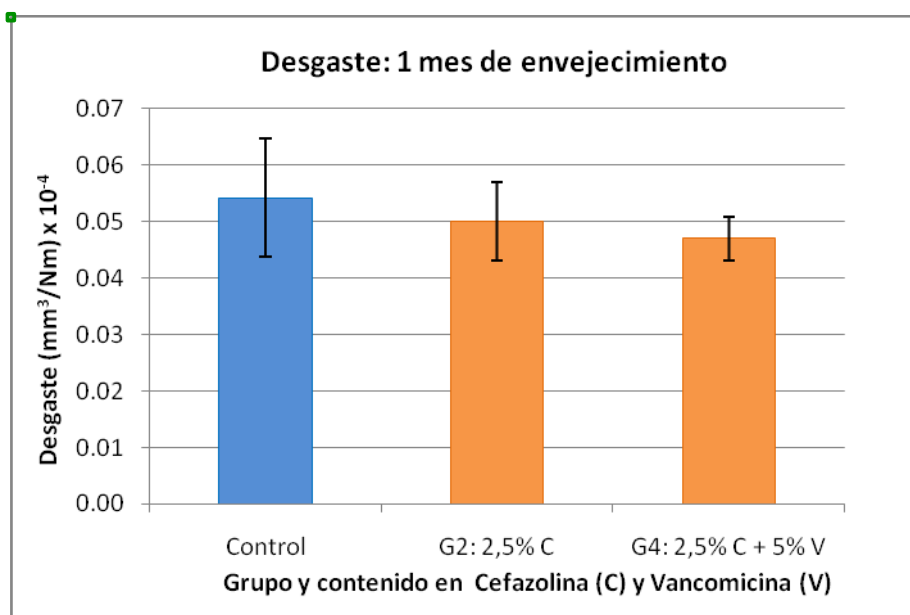


Figura 32: Comparación del desgaste frente al grupo control de los grupos que contienen cargas de Cefazolina para ensayos realizados en húmedo tras un mes de envejecimiento

4.1.6 Curvas de rozamiento

Se realizaron curvas de rozamiento con los datos obtenidos de los distintos estudios, observando diferencias en el comportamiento del material ensayado en seco, donde el coeficiente de rozamiento aumenta inicialmente de manera rápida y una vez creada la pista de desgaste, se estabilizaba en torno a un valor constante (Figura 33). En cambio, las curvas de los ensayos realizados en húmedo, al principio se producía un crecimiento acusado del coeficiente de desgaste, que seguía aumentando de forma continua durante todo el ensayo (Figura 34).

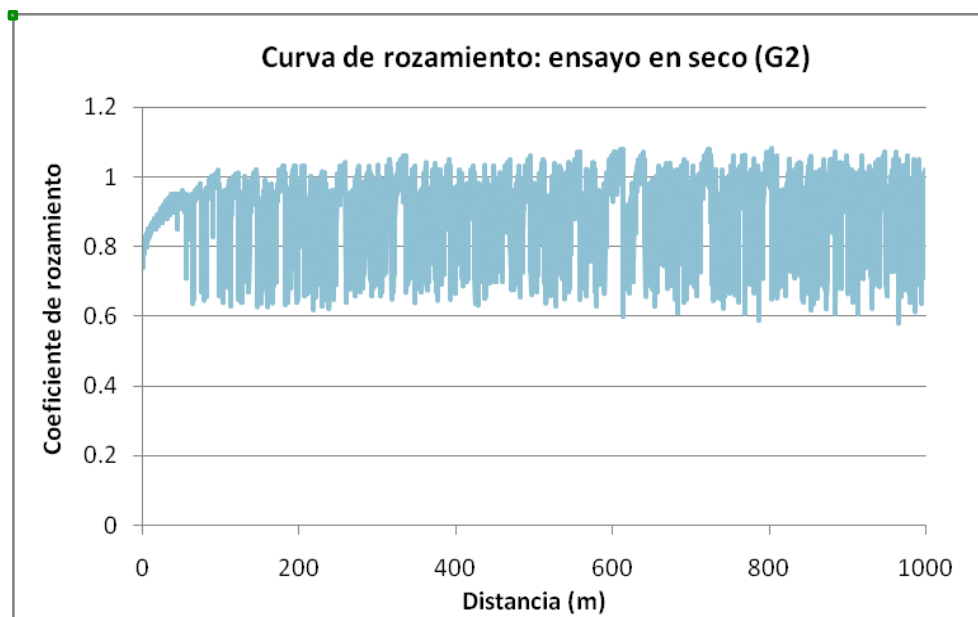


Figura 33: Curva de desgaste (coeficiente de rozamiento frente a la distancia recorrida) para el grupo 2 ensayado en seco

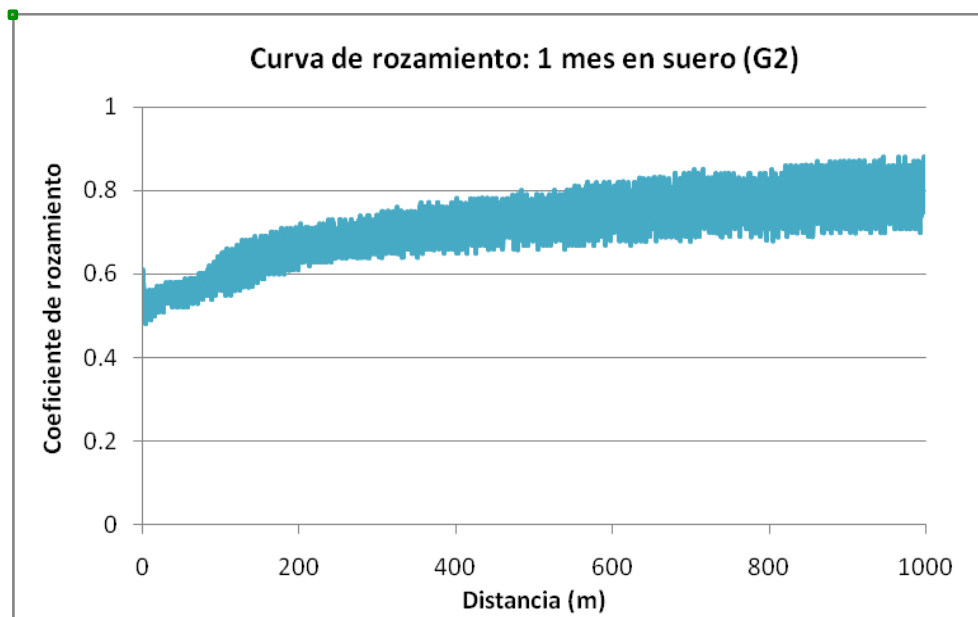


Figura 34: Curva de desgaste (coeficiente de rozamiento frente a distancia recorrida) Para el grupo 2 ensayado en húmedo tras un mes de envejecimiento en suero

4.2 ENSAYOS DE FLEXIÓN

4.2.1 Condición en seco

Las dieciocho muestras estudiadas presentaban una medidas de longitud de 79,24 (rango: 78,84 - 79,77; DE: 0,24) mm, de espesor de 4,46 (rango: 3,98 - 4,86; DE: 0,24) mm y una anchura de 10,11 (rango: 9,58 - 10,49; DE: 0,27) mm. Por grupos de estudio, el grupo 1 presentó unas medidas de 79,20 mm; 4,41 mm; 10,4 mm en longitud, espesor y anchura respectivamente. Para el resto de grupos fueron 79,3 mm; 4,49 mm; 9,97 mm (grupo 2), 79,01 mm; 4,3 mm; 9,83 mm (grupo 3), 79,4 mm; 4,47 mm; 10,18 mm (grupo 4), 79,04 mm; 4,42 mm; 9,97 mm (grupo 5) y 79,57 mm; 4,7 mm; 10,35 mm para el grupo 6 (Tabla 9 y Figura 35).

Ensayos en seco						
Grupo	1	2	3	4	5	6
Longitud media / desviación típica	79,29/ 0,12	79,13/ 0,8	79,01/ 0,19	79,4/ 0,1	79,04/ 0,16	79,57/ 0,18
Espesor medio / desviación típica	4,41/ 0,32	4,49/ 0,24	4,3/ 0,37	4,47/ 0,19	4,42/ 0,39	4,7/ 0,14
Anchura media / desviación típica	10,4/ 0,12	9,97/ 0,29	9,83/ 0,23	10,18/ 0,2	9,97/ 0,96	10,35/ 0,27

Tabla 9: Tamaño de las muestras en seco para ensayos de flexión

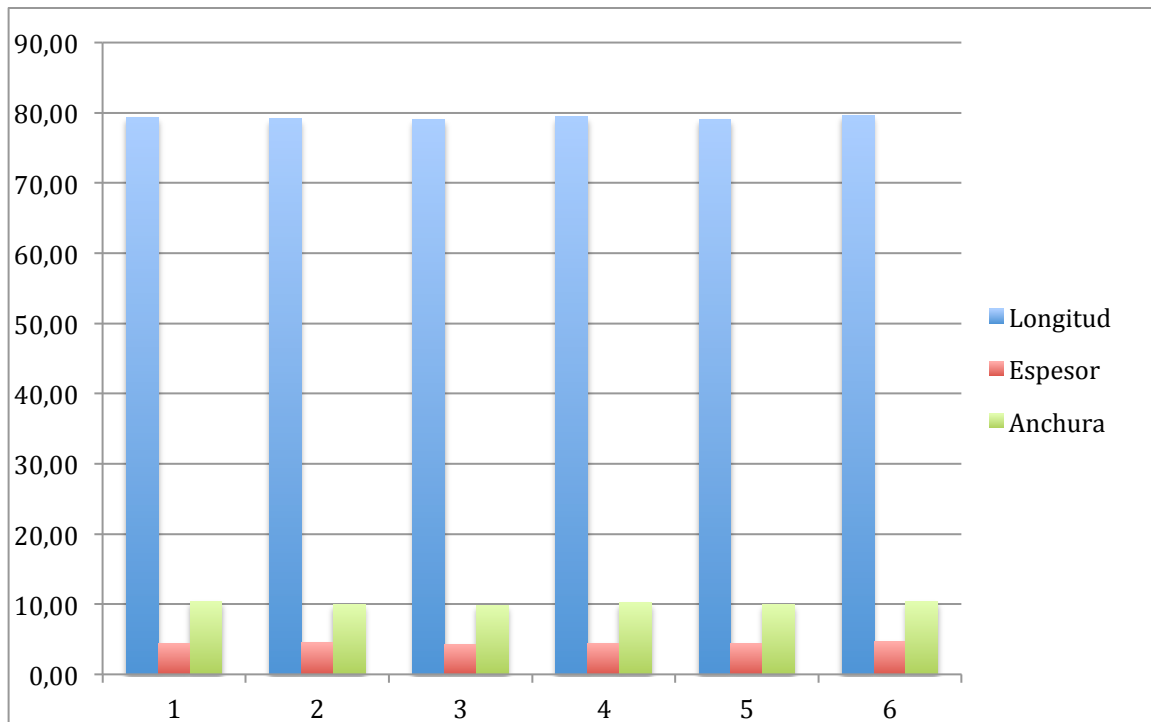


Figura 35: Comparación longitud, espesor y anchura de las distintas muestras de flexión en seco.

Para el grupo 1, la fuerza máxima aplicada medida en kiloNewton (KN) fue de 0,12, con una tensión máxima obtenida de 57,71 megapascales (MPa) obteniendo una deformación máxima previa a la ruptura de 0,02 mm. El módulo de Young fue de 2358,52. El grupo 2 presentó 0,11 KN fuerza máxima, 53,29 MPa de tensión máxima, 0,03 mm de deformación con un modulo de Young de 2208,62. En el grupo 3 la fuerza máxima fue de 0,09 KN, 46,29 MPa de tensión, 0,035 de deformidad y 1814,85 de modulo de Young. El grupo 4 tuvo una fuerza máxima de 0,10 KN, 48,73 MPa de tensión, 0,032 de deformidad y 2316,59 de módulo de elasticidad. En el grupo 5 los valores fueron de 0,09 KN, 45,44 MPa, 0,030 mm y 2074,75 . Para el grupo 6, 0,11 KN, 45,48 MPa, 0,03 mm y un módulo de Young de 2012,78 (Tabla 10) (Figura 36).

Ensayos en seco								
Grupo	1	2	3	4	5	6	Media total	Desviación estándar
Fuerza máxima (KN)	0,123	0,112	0,088	0,103	0,093	0,107	0,104	0,013
Tensión máxima (KPa)	57,71	53,28	46,29	48,73	45,43	45,47	49,49	5,008
Deformación máxima (mm)	0,022	0,030	0,035	0,033	0,029	0,029	0,030	0,005
Modulo de Young	2358,522	2208,623	1814,857	2316,592	2074,755	2012,787	2131,023	204,607

Tabla 10: Estadísticos descriptivos para las muestras de flexión en seco.

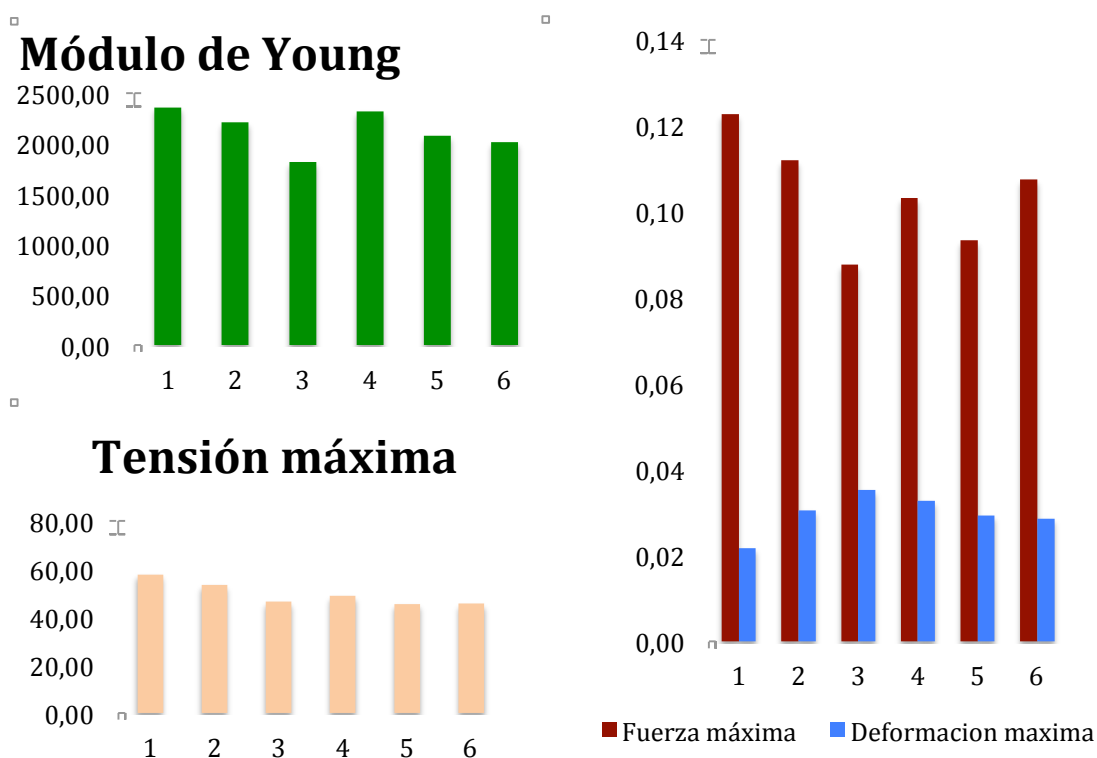


Figura 36: Comparación del módulo de Young, Tensión y relación fuerza/deformación de las distintas muestras de flexión en seco

Grupo	1			2			3		
Muestra dentro grupo/(Numero muestra)	a/1	b/2	c/3	a/4	b/5	c/6	a/7	b/8	c/9
Longitud (mm)	79,37	79,36	79,15	79,12	79,21	79,05	78,84	78,98	79,21
Espesor (mm)	4,73	4,09	4,42	4,52	4,24	4,71	4,21	4,70	3,98
Anchura (mm)	10,44	10,49	10,25	9,64	10,09	10,19	10,05	9,85	9,58
Fuerza máxima (KN)	0,15	0,11	0,11	0,11	0,10	0,13	0,08	0,10	0,08
Tensión máxima (MPa)	62,81	57,77	52,57	54,91	51,86	53,09	44,49	45,42	48,96
Deformación máxima (mm)	0,01	0,03	0,03	0,04	0,03	0,03	0,04	0,03	0,04
Modulo Young	2506,03	2223,26	2346,28	2122,83	2310,06	2192,98	1829,26	1737,44	1877,87
Longitud media/Dt	79,29/0,12			79,13/0,8			79,01/0,19		
Espesor medio/Dt	4,41/32			4,49/0,24			4,30/0,37		
Anchura media/Dt	10,39/0,12			9,97/0,29			9,83/0,23		
Fuerza máxima media/Dt	0,12/0,026			0,11/0,013			0,09/0,013		
Tensión máxima media/Dt	57,72/5,12			53,29/1,54			46,29/2,36		
Deformación máxima media/Dt	0,02/0,016			0,03/0,004			0,04/0,02		
Modulo de Young medio/Dt	2358,52/141,78			2208,62/94,59			1814,86/71,31		

Tabla 11: Resumen datos grupo 1-3 en seco

Grupo	4			5			6		
Muestra dentro grupo/(Numero muestra)	a/10	b/11	c/12	a/13	b/14	c/15	a/16	b/17	c/18
longitud (mm)	79,44	79,48	79,29	79,06	79,19	78,87	79,43	79,52	79,77
Espesor (mm)	4,41	4,31	4,68	4,09	4,86	4,31	4,54	4,80	4,75
Anchura (mm)	10,22	10,36	9,97	9,91	9,87	10,12	10,33	10,45	10,26
Fuerza máxima (KN)	0,10	0,10	0,11	0,07	0,11	0,10	0,12	0,10	0,10
Tensión máxima (Mpa)	48,28	48,86	49,06	40,20	47,27	48,84	52,93	41,13	42,37
Deformación máxima (mm)	0,03	0,04	0,02	0,02	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03
Modulo Young	2260,34	2293,16	2396,27	2129,74	2200,63	1893,90	2363,84	1657,94	2016,59
Longitud media/Dt	79,40/0,1			79,04/0,16			79,57/0,24		
Espesor medio/Dt	4,47/0,19			4,42/0,4			4,70/0,14		
Anchura media/Dt	10,18/0,2			9,97/0,13			10,35/0,1		
Fuerza máxima media/Dt	0,10/0,007			0,09/0,02			0,11/0,009		
Tensión máxima media/Dt	48,73/0,41			45,44/4,6			45,48/6,5		
Deformación máxima media/Dt	0,03/0,007			0,03/0,005			0,03/0,002		
Modulo de Young medio/Dt	2316,59/70,93			2074,76/160,58			2012,79/243,39		

Tabla 12: Resumen datos grupos 4-6 en seco

La homogeneidad de las varianzas mediante el estadístico de Levene, no presentaron diferencias significativas, salvo para la deformación máxima ($p < 0,01$). A tenor de dichos resultados y tras comprobar que los datos de nuestra muestra presentaban una distribución normal se realizó un test de ANOVA para observar si existían diferencias; encontramos diferencias entre grupos para la longitud ($p = 0,003$), la anchura ($p = 0,019$) y la fuerza máxima tensión máxima obtenida ($p = 0,01$).

En el análisis *post hoc* de la ANOVA, mediante el test de Dunnett, para determinar donde se encontraban las diferencias, se observó que el grupo 1 mantenían diferencias con el grupo 3 en la anchura ($p = 0,015$; diferencia de medias de 0,56mm menos para el grupo 3), en la tensión máxima ($p = 0,018$; diferencia de medias 11,42 MPa menor en el grupo 3) y en el módulo de Young ($p = 0,011$; diferencia de medias 543,66 menor para el grupo 3). Frente al grupo 2, único grupo con cefazolina como único antibiótico, solo se observó diferencia significativa con el grupo 6 en la anchura de la muestra ($p = 0,01$; diferencia de medias 0,45 mm mayor para el grupo 2). Respecto al grupo 4, único grupo con dos antibióticos diferentes en su composición, presentó diferencias en la longitud de la muestra respecto al grupo 3 ($p = 0,022$; diferencia de medias de 0,39 mm menor para grupo 3) y el grupo 5 ($p = 0,035$; diferencia de medias de 0,36 mm menor para grupo 5) y en el módulo de Young frente al grupo 3 ($p = 0,019$; diferencia de medias de 501,73 menor para grupo 3). Para el resto de grupos, no se observó diferencias con este test para la longitud, espesor, fuerza máxima aplicada y deformidad máxima obtenida.

Estudiando de manera independiente el grupo sin antibióticos, los grupos con cefazolina (grupos 2 y 4) y los grupos sin ella (grupos 3, 5 y 6), encontramos en el grupo con cefazolina una longitud de 79,29 (DE: 0,12) mm, un espesor de 4,48 (DE: 0,19) mm, una anchura de 10,07 (DE: 0,25) mm, fuerza máxima 0,11 (DE: 0,01) kN, una tensión máxima de 51 (DE: 2,69) MPa, una deformación máxima de 0,03 (DE: 0,002) mm y un módulo de Young de 2262,6 (DE: 95,33). El grupo sin cefazolina presentó valores de longitud de 79,2 (DE: 0,31) mm, 4,47 mm de espesor (DE: 0,33), 10,04 de anchura (DE: 0,27), 0,1 kN de fuerza (DE: 0,02), 45,73 MPa de tensión (DE: 4,16), 0,031 mm de deformación (DE: 0,001) y un módulo de Young de 1967,46 (DE: 76,51). Los datos del grupo control fueron descritos previamente.

El análisis de la varianza (ANOVA) entre estos tres grupos mostró que existían diferencias en la tensión máxima producida ($p=0,001$) y en el módulo de Young ($p=0,006$). En el análisis *post hoc*, mediante test de Bonferroni, se encontraron diferencias estadísticas en la tensión máxima entre el grupo control y el grupo sin Cefazolina ($p=0,01$; soportando 11,98 Mpa de media el grupo control) y en el módulo de Young entre el grupo sin Cefazolina y el control ($p=0,018$; modulo de Young 391,05 menor para el grupo sin Cefazolina) y entre los grupos sin y con cefazolina ($p=0,025$; módulo de Young 295,14 menor para el grupo sin cefazolina).

4.2.2 Condición en húmedo

En las muestras estudiadas en los ensayos en húmedo (18 muestras iguales a las utilizadas en el estudio en seco) se observó una longitud media de 79,72 (rango: 79,18 – 80,23; DE: 0,26) mm, un espesor medio de 4,62 (rango: 4,16 - 5,15; DE: 0,24) y una anchura media de 10,37 (rango: 9,73 - 11,13; DE: 0,41). Dentro de cada grupo, se observó, para el grupo 1 una longitud de 79,7 mm; un espesor 4,33 mm y una anchura de 10,44 mm. Para el grupo 2, obtuvimos 79,61 mm de longitud, 4,84 mm de espesor y 10,55 mm de anchura. Para el grupo 3 los resultados fueron 79,59 mm de longitud, 4,56 mm de espesor y 10,08 mm de anchura. Los restantes grupos presentaron los siguientes valores, grupo 4: 79,89 mm; 4,76mm y 10,11 mm; grupo 5: 79,7 mm; 4,57 mm; 10,52 mm y el grupo 6: 79,88 mm; 4,64 mm; 10,52 mm de longitud, espesor y anchura simultáneamente (Tabla 13 y Figura 37).

Ensayos en húmedo						
Grupo	1	2	3	4	5	6
Longitud media / desviación típica	79,70/ 0,51	79,61/ 0,8	79,54/ 0,32	79,89/ 0,13	79,70/ 0,92	79,88/ 0,63
Espesor medio / desviación típica	4,33/ 0,16	4,84/ 0,3	4,56/ 0,27	4,76/ 0,16	4,57/ 0,16	4,64/ 0,09
Anchura media / desviación típica	10,44/ 0,67	10,55/ 0,54	10,08/ 0,31	10,11/ 0,14	10,52/ 0,36	10,52/ 0,26

Tabla 13: Tamaño de las muestras en húmedo para ensayos de flexión

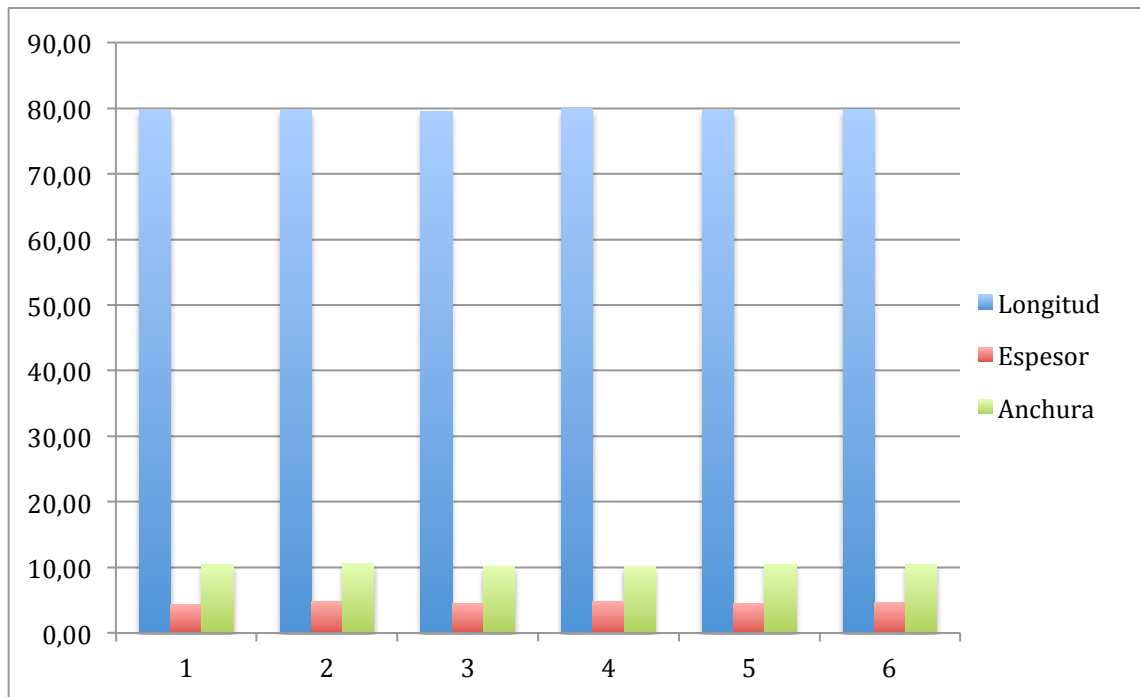


Figura 37: Comparación longitud, espesor y anchura de las distintas muestras de flexión en húmedo

Ensayos en húmedo									
Grupo	1			2			3		
Muestra dentro grupo/(Numero muestra)	a/1	b/2	C/3	a/4	b/5	c/6	a/7	b/8	c/9
Longitud (mm)	79,2	79,68	80,23	79,52	79,64	79,67	79,8	79,65	79,18
Espesor (mm)	4,16	4,49	4,33	4,81	4,56	5,15	4,25	4,75	4,68
Anchura (mm)	9,73	10,55	11,05	10,46	11,13	10,05	10,06	10,41	9,78
Fuerza máxima (KN)	0,1	0,11	0,11	0,1	0,1	0,12	0,09	0,01	0,09
Tensión máxima (Mpa)	54,94	48,52	48,9	37,79	41,1	42,43	45,51	40,66	41,21
Deformación máxima (mm)	0,03	0,03	0,03	0,04	0,03	0,03	0,03	0,04	0,03
Modulo Young	2467,85	1956,55	1844,71	1377,64	1784,53	1751,6	1889,04	1761,54	1808,6
Longitud media/Dt	79,70/0,51			79,61/0,08			79,54/0,32		
Espesor medio/Dt	4,33/0,16			4,84/0,3			4,56/0,27		
Anchura media/ Dt	10,44/ 0,67			10,55/0,54			10,08/ 0,31		
Fuerza máxima media/ Dt	0,10/0,006			0,10/0,012			0,06/0,045		
Tensión máxima media/Dt	50,78/3,6			40,44/2,4			42,46/2,7		
Deformación máxima media/Dt	0,03/0,002			0,03/0,004			0,03/0,005		
Modulo de Young medio/Dt	2089,70/332,2			1637,92/226,01			1819,73/64,47		

Tabla 14: Resumen datos grupo 1-3 en húmedo

Ensayos en húmedo									
Grupo	4			5			6		
Muestra dentro grupo/(Numero muestra)	a/10	b/11	c/12	a/13	b/14	c/15	a/16	b/17	c/18
Longitud (mm)	80,01	79,75	79,92	79,78	79,60	79,73	79,92	79,92	79,81
Espesor (mm)	4,95	4,65	4,69	4,50	4,45	4,75	4,54	4,70	4,69
Anchura (mm)	10,15	10,22	9,95	10,81	10,63	10,12	10,78	10,52	10,25
Fuerza máxima (KN)	0,10	0,09	0,08	0,10	0,09	0,08	0,09	0,10	0,10
Tensión máxima (Mpa)	38,49	38,03	34,12	44,63	40,73	35,08	39,73	43,12	41,27
Deformación máxima (mm)	0,03	0,03	0,03	0,03	0,03	0,02	0,03	0,03	0,04
Módulo Young	1718,84	1605,71	1457,50	1908,55	1874,28	1660,20	1794,68	1785,90	1686,40
Longitud media/Dt	79,89/0,13			79,70/0,09			79,88/0,06		
Espesor medio/Dt	4,76/0,16			4,57/0,16			4,64/0,09		
Anchura media/Dt	10,11/0,14			10,52/0,36			10,52/0,26		
Fuerza máxima media/ Dt	0,09/0,11			0,09/0,009			0,10/0,006		
Tensión máxima media/Dt	36,88/2,4			40,14/4,8			41,37/1,7		
Deformación máxima media/Dt	0,03/0,0013			0,03/0,002			0,03/0,004		
Módulo de Young medio/Dt	1594,02/131,06			1814,35/134,59			1755,66/60,31		

Tabla 15: Resumen datos grupo 4-6 en húmedo

En relación a los valores de fuerza máxima aplicada (kN), tensión máxima obtenida (MPa) y deformidad máxima (mm), fueron para el grupo 1 de 0,1KN; 50,78 MPa y 0,03 mm con un modulo de elasticidad (Young) de 2089,7. El grupo 2 presentó una fuerza máxima de 0,1KN; 40,44 MPa de tensión máxima; 0,03 mm de deformación con un módulo de elasticidad de 1637,92. Para el grupo 3, la fuerza máxima fue de 0,06 KN, 42,46 MPa de deformación máxima y 0,03 mm de deformación máxima obtenida. El módulo de Young fue de 1594,02. En el grupo 4 se observó una fuerza máxima de 0,09; 36,88 MPa de tensión máxima con una deformidad conseguida de 0,03 mm y un módulo de Young de 1814,35. Para el grupo 5 la fuerza máxima fue de 0,09 kN, 40,14 MPa de tensión máxima y 0,02 mm de deformación. El módulo de Young fue de 1814,35. En el grupo 6, la fuerza

máxima aplicada fue de 0,1kN, obteniendo una tensión máxima de 41,7Mpa y una deformidad asociada e 0,03 mm. Su módulo de elasticidad fue de 1785,23. (Tabla 16 y Figura 38).

Ensayos en húmedo								
	1	2	3	4	5	6	Media total	Desviación estándar
Fuerza máxima (KN)	0,1	0,1	0,06	0,09	0,09	0,1	0,09	0,02
Tensión máxima (KPa)	50,78	40,44	42,46	36,88	40,14	41,37	42,01	4,69
Deformación máxima (mm)	0,03	0,033	0,032	0,027	0,026	0,031	0,03	0,003
Modulo de Young	2089,7	1637,9	1819,73	1594,02	1814,35	1755,66	1785,23	175,43

Tabla 16: Estadísticos descriptivos para las muestras de flexión en seco.

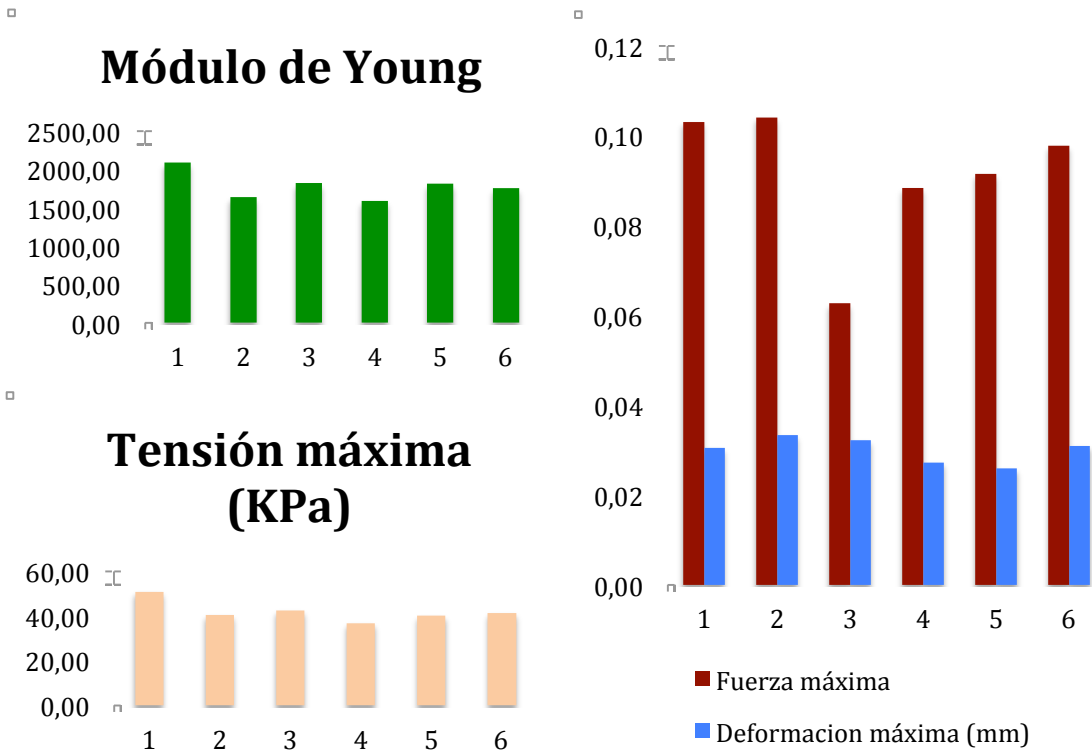


Figura 38: Comparación del modulo de Young, Tensión y relación fuerza/deformación de las distintas muestras de flexión en húmedo

La distribución de la muestra siguió los criterios de normalidad y para comprobar la homogeneidad de varianzas se usó el estadístico de Levene, objetivando diferencias en la fuerza máxima ($p=0,002$) y el módulo de Young ($p=0,024$).

El análisis de la varianza (ANOVA) mostró diferencias estadísticamente significativas en la deformidad máxima ($p=0,003$), no existiendo para la longitud ($p=0,517$), la anchura ($p=0,52$), espesor ($p=0,10$), fuerza ($p=0,21$), deformidad ($p=0,10$) ni para el módulo de Young ($p=0,73$).

Mediante el test de Dunnet (post hoc de ANOVA) realizado en relación al grupo 1, se observó una diferencia significativa en el espesor de la muestra respecto al grupo 2 ($p=0,036$; diferencia de medias 0,51 mm mayor el grupo 2), en la tensión máxima obtenida frente a los grupo 2 ($p=0,006$; diferencia de medias 10,34 MPa mayor para el grupo 1), grupo 3 ($p=0,025$; diferencia de medias 8,32 MPa mayor para el grupo 1), grupo 4 ($p=0,001$; diferencia de medias 13,9 MPa mayor para el grupo 1), grupo 5 ($p=0,005$; diferencia de medias 10,63 MPa mayor para el grupo 1) y grupo 6 ($p=0,012$; diferencia de medias 9,41 MPa mayor para el grupo 1). También se observó mayor módulo de elasticidad en el grupo 1 frente al grupo 2 ($p=0,042$; diferencia de medias 452 mayor para el grupo 1) y el 4 ($p=0,025$; diferencia de medias 496 mayor para el grupo 1), siendo ambos grupos con Cefazolina. La comparación respecto al grupo 2 (único grupo con cefazolina como único antibiótico) mostró diferencias en el espesor, tensión máxima y modulo de elasticidad de la muestra respecto al grupo 1 (descritas anteriormente). Al elegir el grupo 4 (único grupo con dos antibióticos diferentes en su composición) y compararlo con los otros grupos se observaron diferencias

significativas con la fuerza máxima y el módulo de elasticidad respecto al grupo 1 (ya descritas).

Al observar de manera independiente el grupo sin antibiótico, y los grupos con cefazolina (grupos 2 y 4) y sin ella (grupos 3, 5 y 6), el grupo con cefazolina presentó una longitud de 79,75 (DE: 0,189) mm, un espesor de 4,8 (DE: 0,22) mm, una anchura de 10,32 (DE: 0,4) mm, una fuerza máxima de 0,1 (DE: 0,002) kN, una tensión de ruptura de 38,67 (DE: 2,9) MPa, una deformación de 0,03 (DE: 0,004) mm y un módulo de Young de 1615,96 (DE: 166,99). Los grupos con antibiótico en su mezcla que no contenían cefazolina presentaron una longitud de 79,71 (DE: 0,22) mm, un espesor de 4,6 (DE: 0,17) mm, una anchura de 10,37 (DE: 0,35) mm, una fuerza máxima de 0,084 (DE: 0,03) kN, una tensión de ruptura de 41,32 (DE: 3,04) MPa, una deformación de 0,03 (DE: 0,004) mm y un módulo de Young de 1796,57 (DE: 86,13) (Tabla 17).

La comparación de medias de estos tres grupos (ANOVA), mostró diferencias entre ellos en el espesor ($p=0,008$), la tensión máxima obtenida ($P=0,0001$) y módulo de Young ($p=0,004$). Comparando los grupos entre si, mediante un test de Bonferroni se observó una diferencia de espesor entre el grupo control y el grupo con cefazolina ($p=0,08$; con 0,47mm menos de espesor el grupo con Cefazolina), en la fuerza máxima aplicada hasta ruptura entre el grupo control y los otros dos grupos ($p<0,001$; 12,12MPa más para el grupo control que para el grupo con cefazolina y 9,45MPa más para el grupo control que para el grupo con vancomicina.), no encontrando diferencias entre ambos grupos con antibiótico. El módulo de Young fue mayor en el grupo control que en el grupo con

Cefazolina ($p= 0,003$; 473,73 diferencia de medias), no así entre el grupo control y el de vancomicina o entre ambos grupos con antibiótico.

Variable dependiente	(I) Grupo2	(J) Grupo2	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite superior	Limite inferior
Longitud	Control	Cefa	-0,048	0,192	1,000	-0,566	0,469
		Sin cefa	-0,007	0,181	1,000	-0,495	0,481
		Cefa	0,048	0,192	1,000	-0,469	0,566
		Sin cefa	0,042	0,143	1,000	-0,344	0,427
Espesor	Control	Cefa	-0,475	0,132	0,008	-0,829	-0,121
		Sin cefa	-0,263	0,124	0,152	-0,597	0,071
		Cefa	0,475	0,132	0,008	0,121	0,829
		Sin cefa					
Anchura	Control	Cefa	0,117	0,305	1,000	-0,704	0,938
		Sin cefa	0,070	0,287	1,000	-0,704	0,844
		Cefa	-0,117	0,305	1,000	-0,938	0,704
		Sin cefa	-0,047	0,227	1,000	-0,659	0,565
Fuerza	Control	Cefa	0,007	0,016	1,000	-0,036	0,050
		Sin cefa	0,019	0,015	0,657	-0,021	0,059
		Cefa	-0,007	0,016	1,000	-0,050	0,036
		Sin cefa	0,012	0,012	0,950	-0,020	0,044
Tensión	Control	Cefa	12,123	2,175	0,000	6,264	17,982
		Sin cefa	9,458	2,051	0,001	3,934	14,982
		Cefa	-12,123	2,175	0,000	-17,982	-6,264
		Sin cefa	-2,666	1,621	0,363	-7,033	1,701
Deformidad	Control	Cefa	0,000	0,003	1,000	-0,008	0,008
		Sin cefa	0,001	0,003	1,000	-0,006	0,008
		Cefa	0,000	0,003	1,000	-0,008	0,008
		Sin cefa	0,001	0,002	1,000	-0,005	0,006
Modulo Young	Control	Cefa	473,732	118,253	0,003	155,190	792,275
		Sin cefa	293,124	111,490	0,057	-7,201	593,449
		Cefa	-473,732	118,253	0,003	-792,275	-155,190
		Sin cefa	-180,608	88,141	0,175	-418,036	56,820

Tabla 17: Comparación entre variables de los grupos con cefazolina y sin ella en húmedo.

Las probetas del grupo 2 y del grupo 4, que contenían cefazolina en su mezcla, aislada al 2,5% en el grupo 2, y junto a vancomicina 5% en el grupo 4, se decoloraron al ser sometidas al proceso de acondicionamiento en medio húmedo. La coloración verdosa del cemento pasó a un color parduzco (Figura 39); la sección de dichas probetas demostraron que el proceso de decoloración afectó únicamente a la zona más superficial del cemento, la que tenía mayor contacto con el suero, quedando el centro con su coloración normal (Figura 40)



Figura 39: Muestra de cemento con cefazolina donde se observa teñida la superficie en contacto con el suero

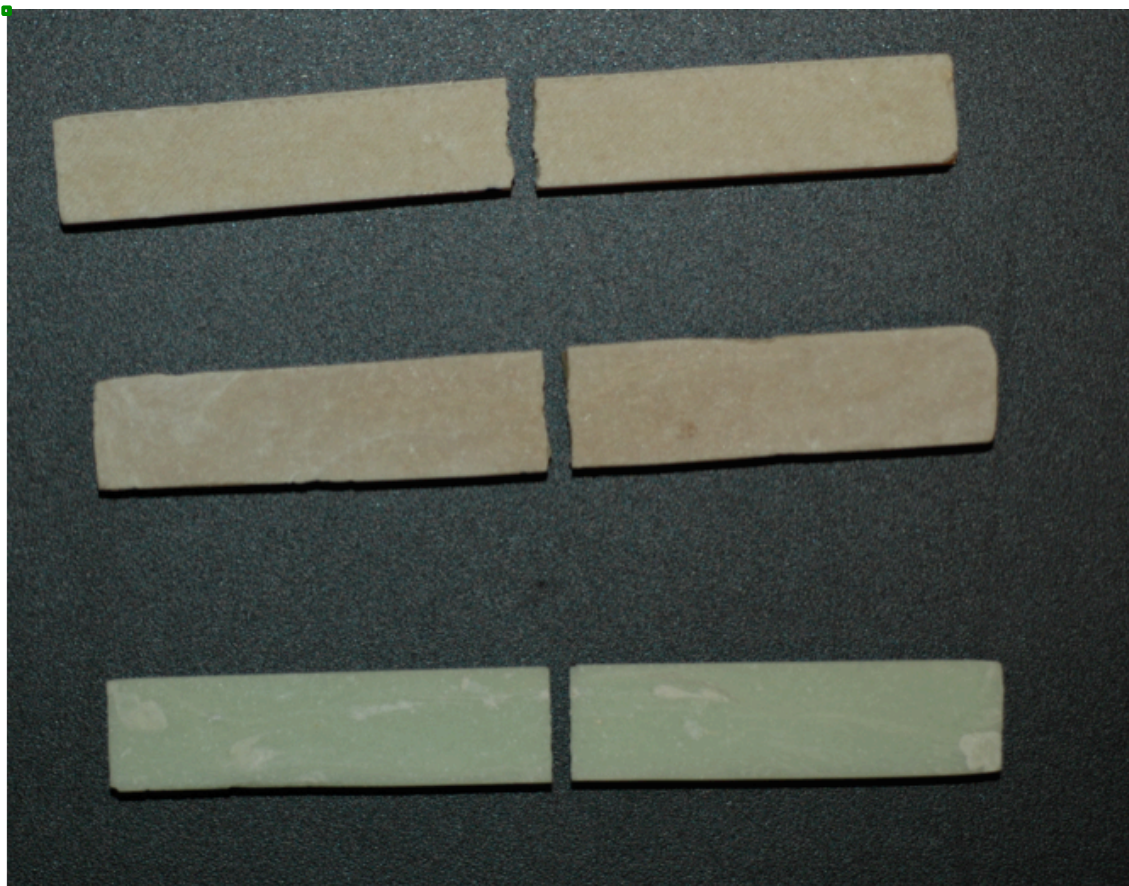


Figura 40: Muestras con cefazolina y sin ella tras sumergiese en suero

4.2.3 Comportamiento en medio seco frente a húmedo.

La comparación de las varianzas entre los mismos grupos en medio seco y húmedo demostró que todas las varianzas eran iguales, salvo para la fuerza máxima ($p=0,043$ prueba de Levene) y la deformidad máxima ($p=0,033$) en el grupo 1 y la tensión máxima en el grupo 4 ($p=0,035$).

El grupo 1 no presentó diferencias en ninguna de las categorías en húmedo respecto a las mostradas en seco. En el grupo 2 (cefazolina 2,5%) se objetivó diferencias entre la longitud en ambos grupos ($p=0,002$), siendo la media de las muestras en húmedo 0,48 mm mayores (DE: 0,065), en la tensión máxima ($p=0,001$; DE: 1,63) siendo 12,85 MPa superior la tensión en las muestras en seco y el módulo de Young ($p=0,016$; DE: 141,45) siendo 570,7 mayor en las muestras en seco. En el grupo 3 no se objetivaron diferencias entre las muestras tratadas en seco y aquellas estudiadas en un medio húmedo. En el grupo 4, el otro grupo que contiene cefazolina en su mezcla, se observó diferencias en la longitud de las muestras ($p=0,007$; DE: 0,09) con 0,49 mm mayor el grupo estudiado en medio húmedo. También se observaron diferencias en la tensión máxima ($p=0,001$; DE: 11,85) con 1,40 MPa más soportado para las muestras en seco y en el módulo de Young ($p=0,001$; DE: 86,04) con un valor 722,57 mayor para el estudio en seco. Para los grupos 5 y 6 solo se observaron diferencias en la longitud de las muestras ($p=0,003$; DE: 0,10 para grupo 5 y $p=0,046$; DE: 0,108 para el grupo 6) siendo en ambas mayores las muestras tratadas en húmedo (0,55 mm grupo 5 y 0,31 mm grupo 6) (Figura 41 y Figura 42).

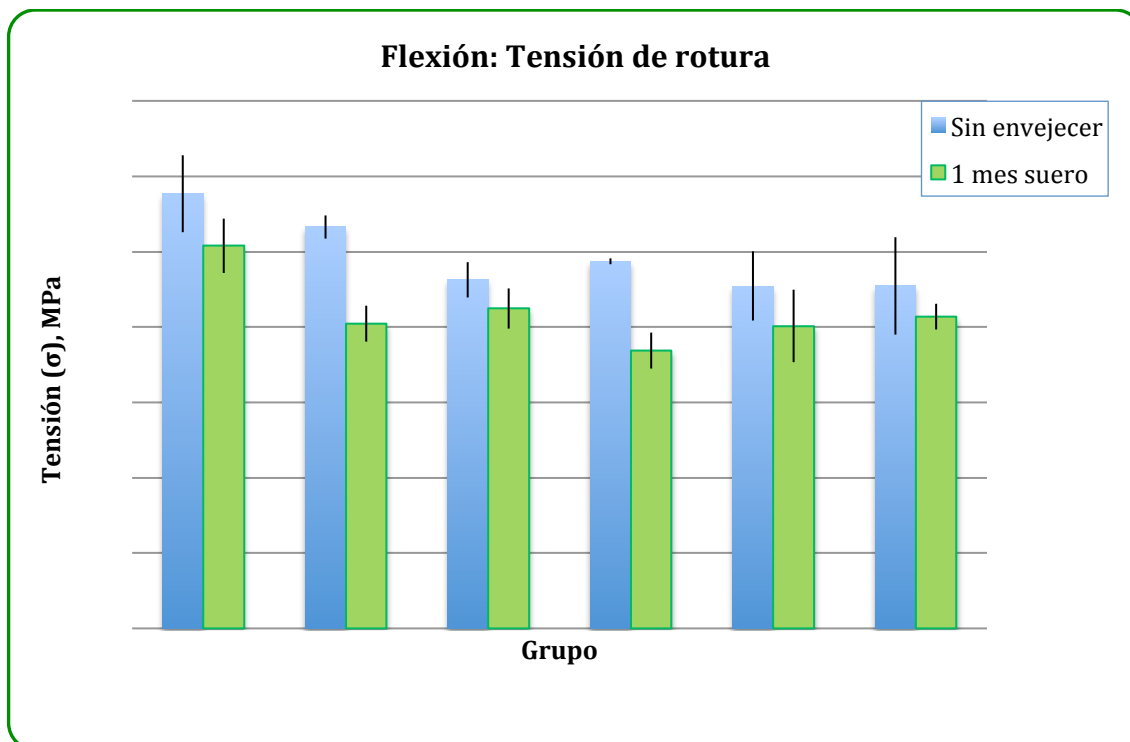


Figura 41: Tensión de rotura de los ensayos realizados a flexión para cada uno de los grupos de trabajo, tanto sin envejecimiento, como tras un mes de inmersión en suero.

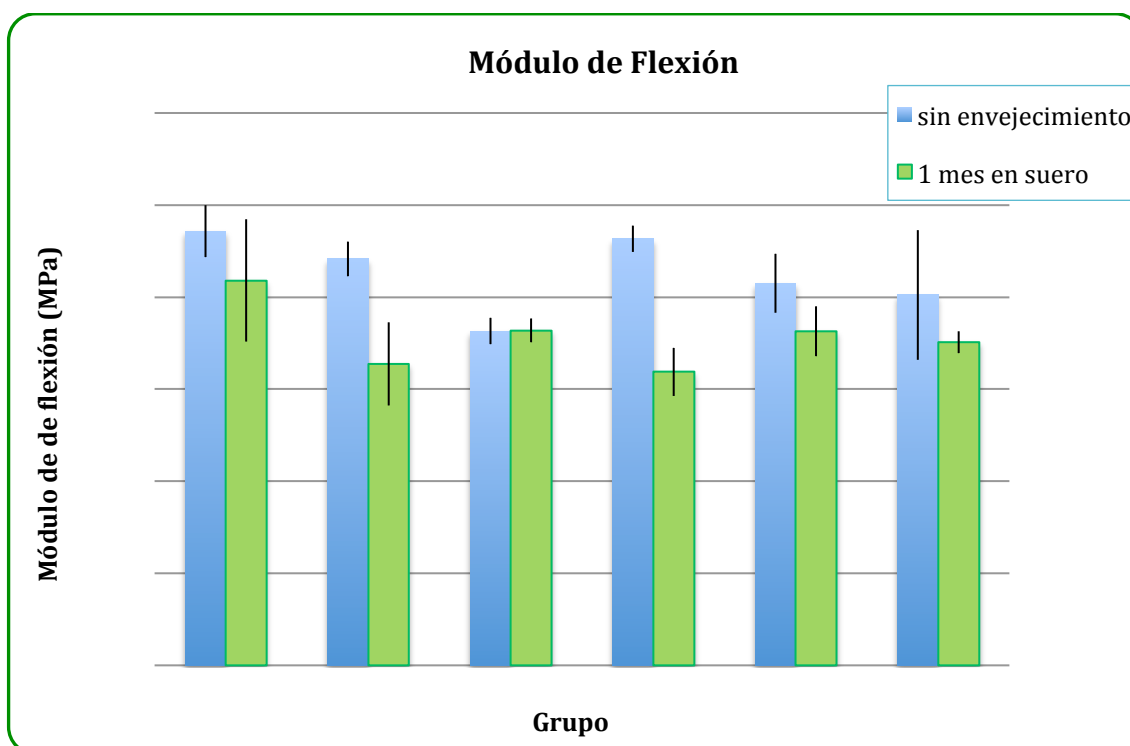


Figura 42: Módulo de Flexión obtenido de los ensayos realizados en probetas sin envejecer y tras un mes de inmersión en suero a 37 °C.

4.3 RESULTADOS VISUALES DE MICROSCOPIA DE BARRIDO

Las partículas de dióxido de Zirconio, actúan como tercer cuerpo entre el metal y el cemento, aumentando el desgaste adhesivo de los ensayos al ser un material cerámico duro. En la Figura 43 aparece el aspecto del material fuera de la pista donde se distinguen, en color blanco, las aglomeraciones del dióxido de Zirconio. Por otro lado, en la Figura 44 vemos el aspecto de la superficie del material dentro de la pista de desgaste donde se pueden apreciar las partículas de dióxido de zirconio repartidas por toda la pista (puntos blancos) tras ser desprendidas y depositadas de nuevo sobre la misma.

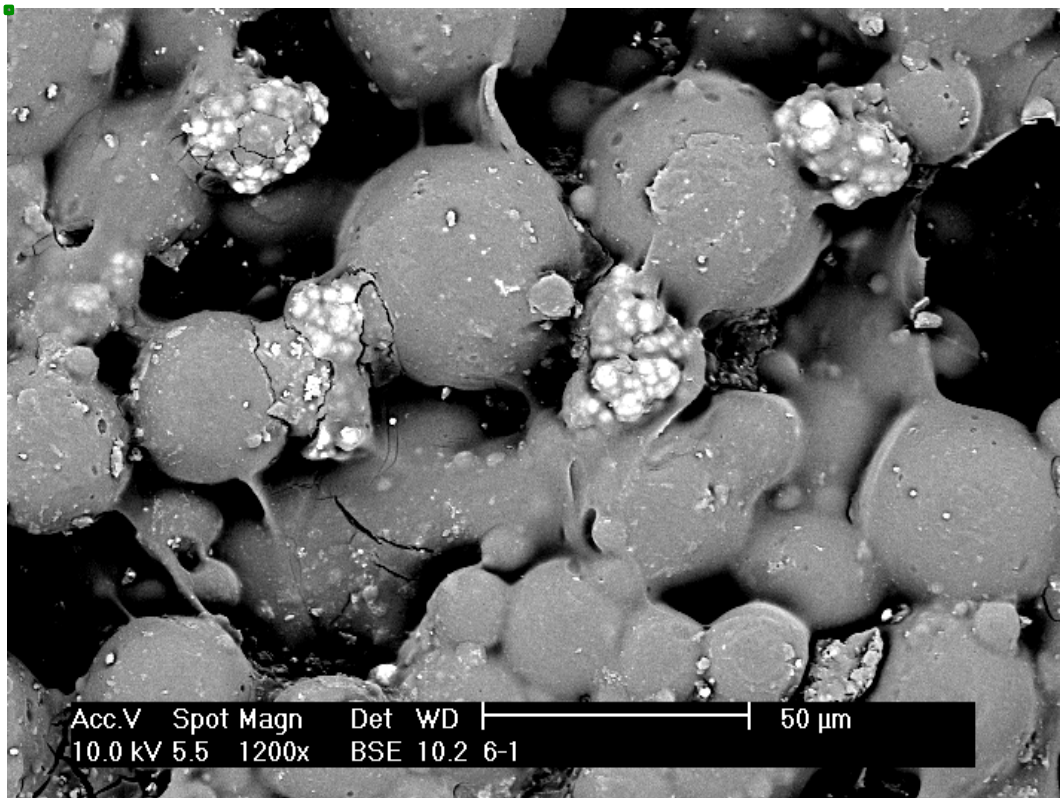


Figura 43: Superficie fuera de la zona de la pista de desgaste donde se aprecia las aglomeraciones de partículas de Dióxido de Zirconio (manchas blancas).

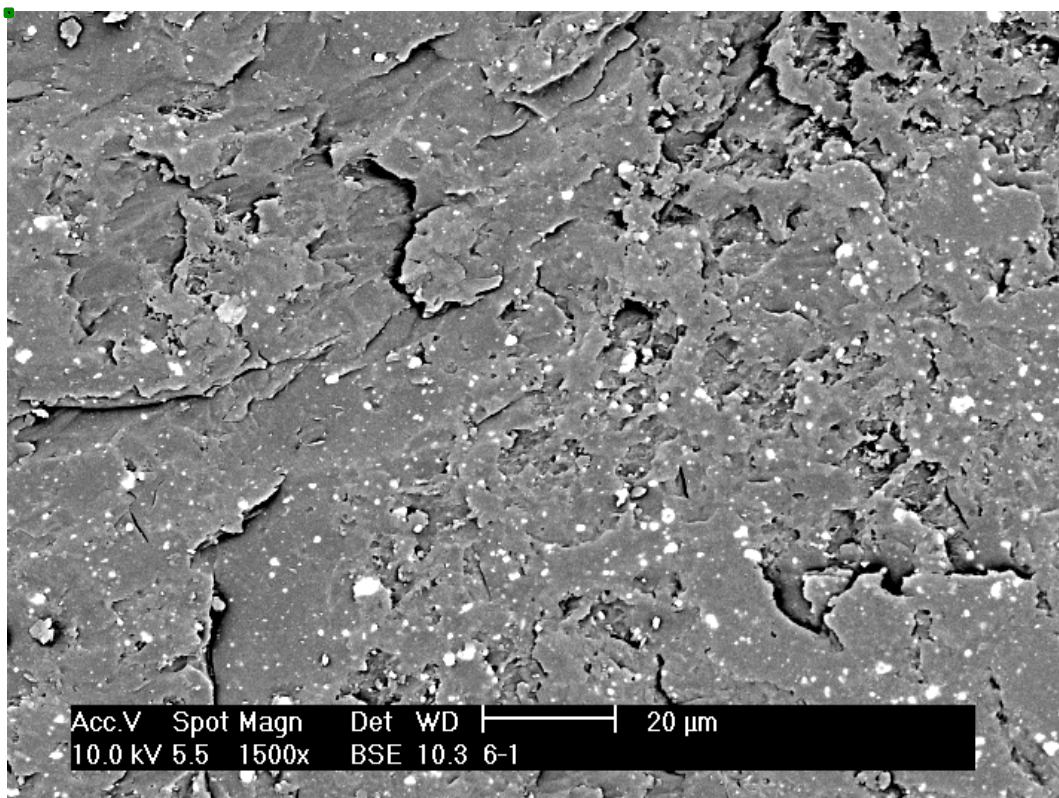


Figura 44: Aspecto de la superficie dentro material dentro de la pista de desgaste del grupo 1 ensayado en seco

Al realizar cortes transversales sobre las muestras ensayadas, se ha objetivado la presencia de poros en su superficie, como se puede observar en la Figura 45. Estos poros pueden corresponder a particular de aire que se forman a la hora de realizar la mezcla del cemento, siendo estos técnica dependiente (mezclado a mano, con dispositivos comerciales, al vacío), o corresponder a huecos dejados por la disolución del antibiótico mezclado con el cemento.

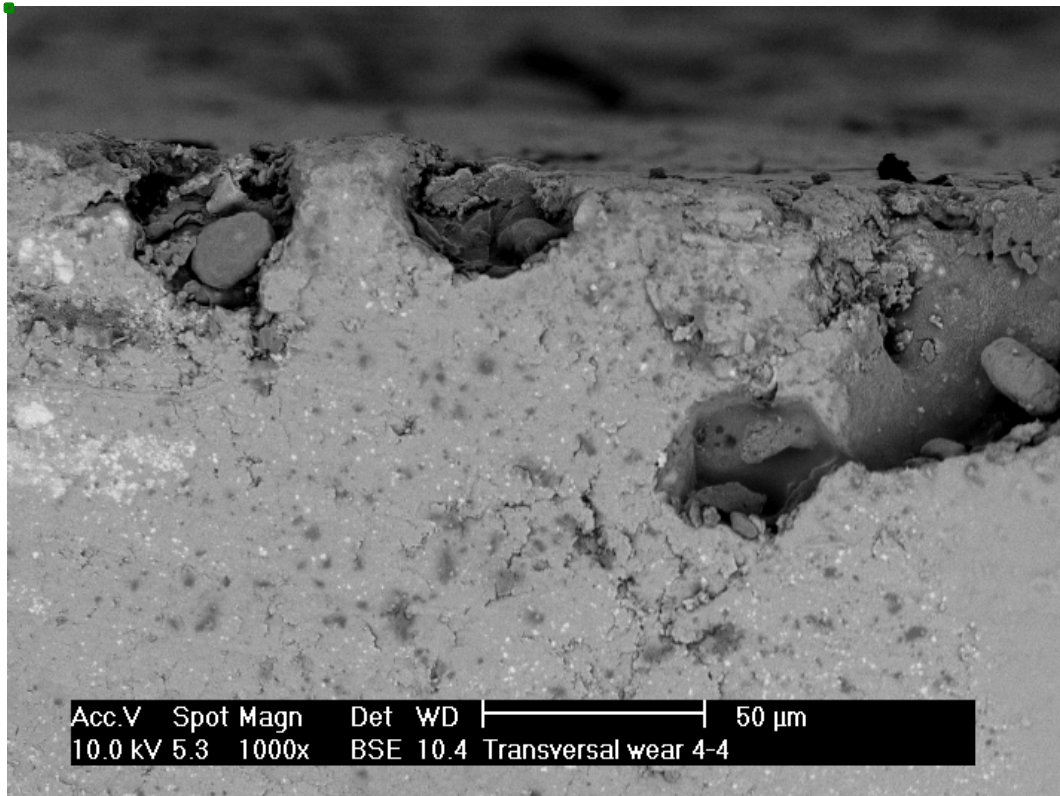


Figura 45: Corte transversal de una pista donde se observa como el suero penetra entre los intersticios del material (zonas gris oscuro), este contacto con el suero puede dar lugar a una plastificación del mismo

Estudiando los anchos de pista a bajo aumento, observamos como se presenta un ancho de pista mayor en aquellas muestras ensayadas en seco que en aquellas muestras ensayadas en húmedo. Esto queda ilustrado comparando la Figura 46 que corresponde a la pista de desgaste del grupo 6 ensayada en seco con la Figura 48, que es la pista de desgaste del mismo grupo tras una semana en suero fisiológico. Además, si vemos la pista de desgaste a mayor aumento, observamos como el cemento óseo ha perdido su superficie normal en forma de polímero (Figura 43 y Figura 50) por una superficie aplanada, más regular como se muestra en la Figura 47 y Figura 49.

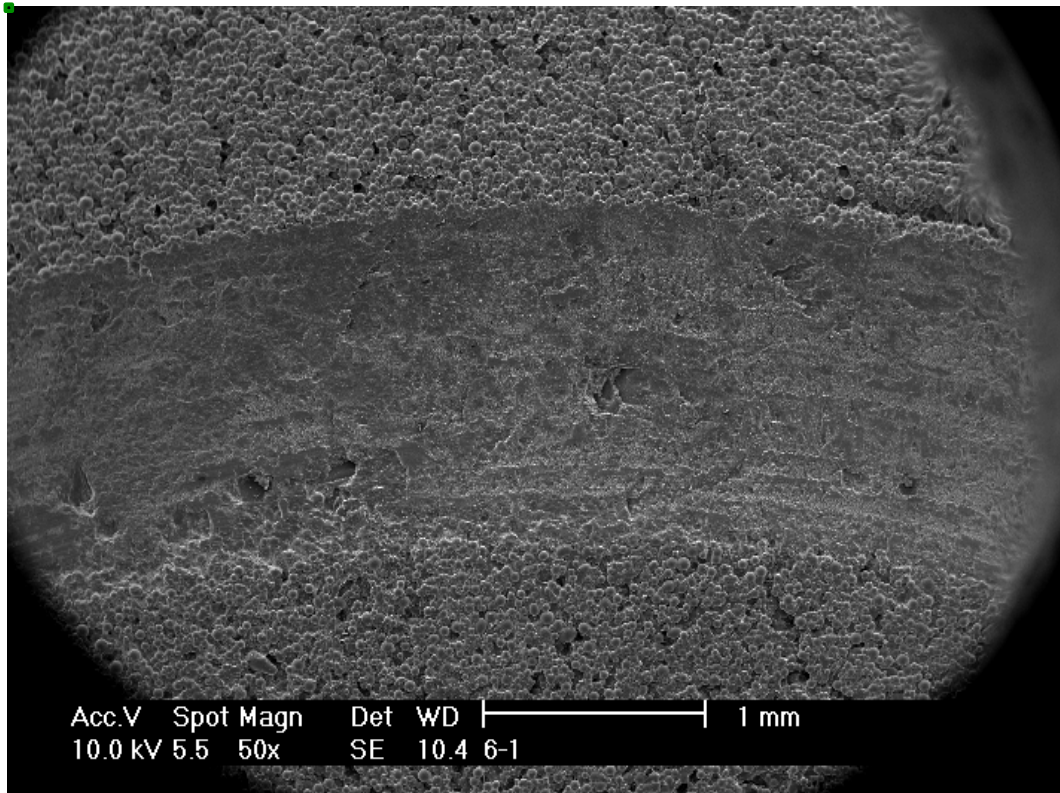


Figura 46: Pista de desgaste del grupo 6 ensayado en seco. Ancho de pista 1,57 mm.

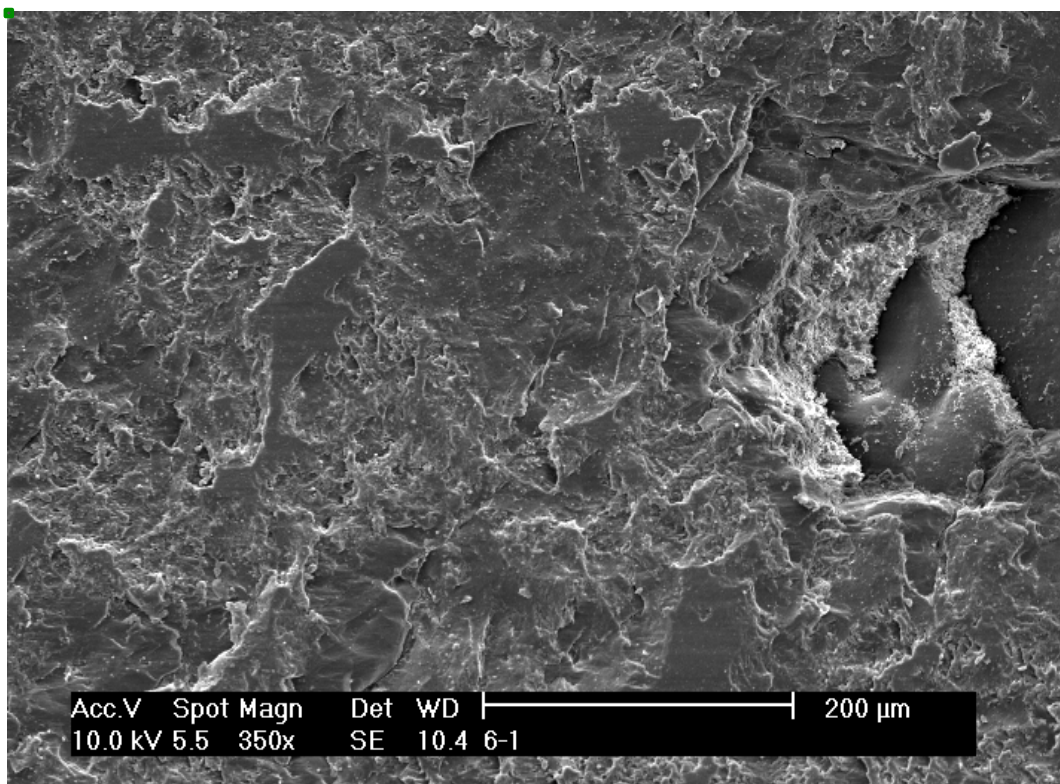


Figura 47: Detalle dentro de la pista de desgaste del grupo 6 ensayado en seco

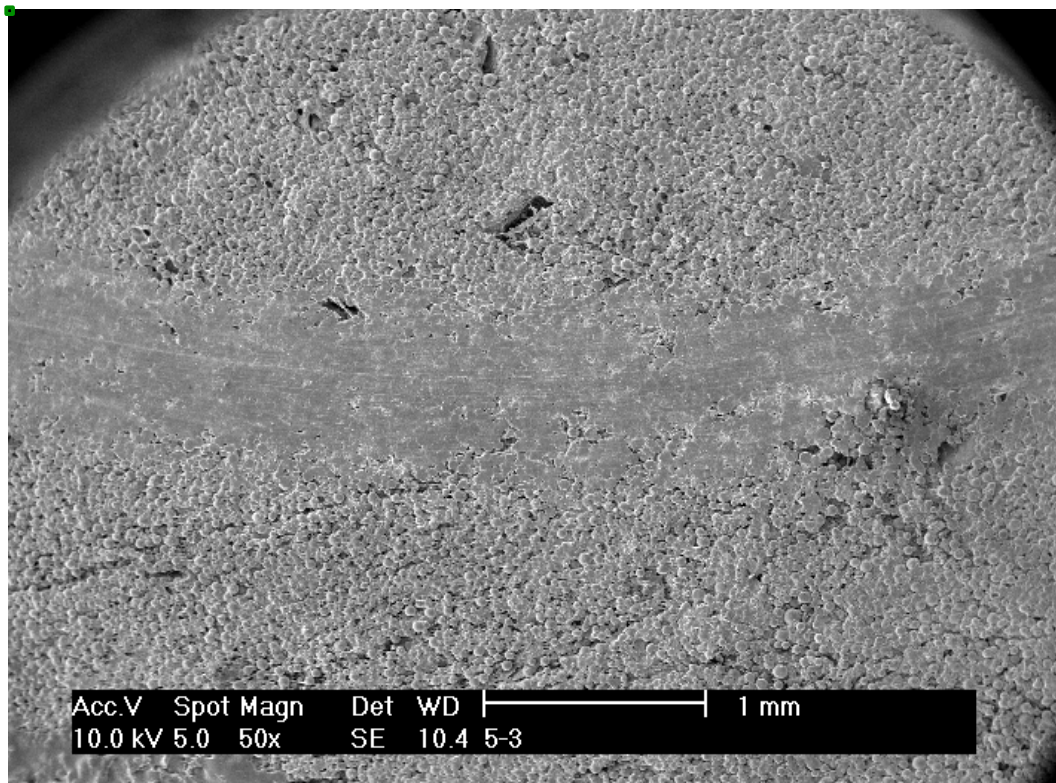


Figura 48: Pista de desgaste del grupo 6 ensayado en suero tras una semana de envejecimiento. Ancho de pista 0,8 mm

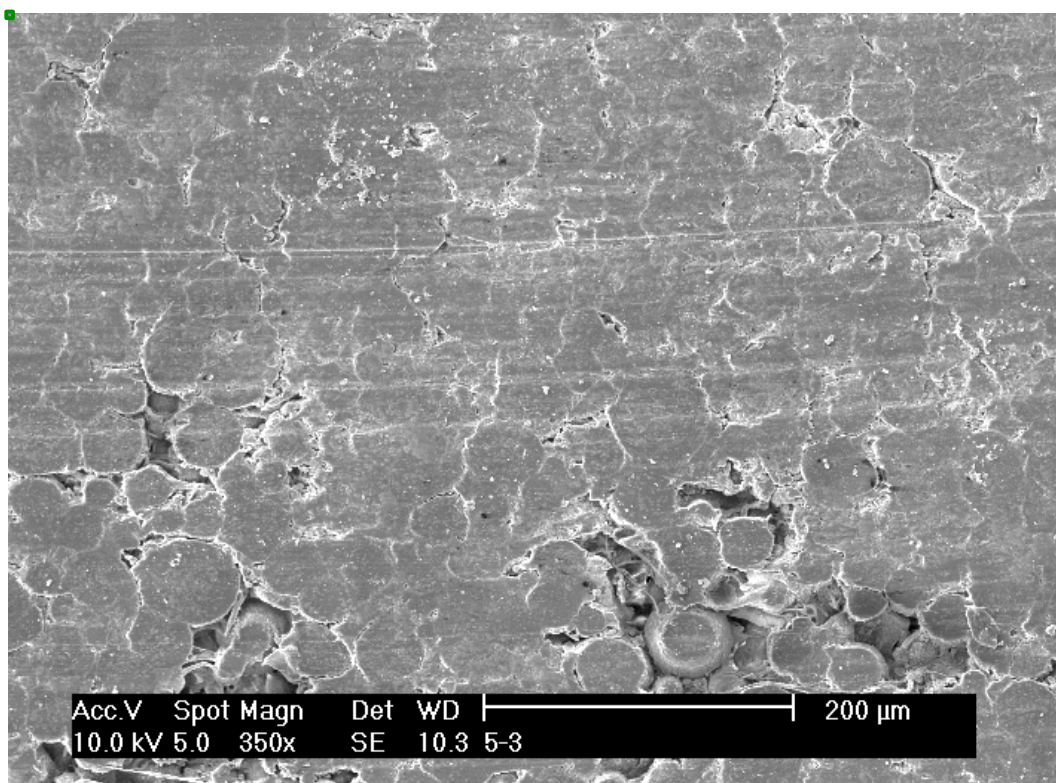


Figura 49: Detalle dentro de la pista de desgaste del grupo 5 ensayado en húmedo tras una semana de envejecimiento.

Se puede apreciar como la superficie de la pista de desgaste es diferente en las muestras obtenidas en ensayos en seco y aquellas obtenidas de ensayos tras inmersión de las muestras. Si no fijamos a medio aumento en la superficie de la pista de desgaste de una muestras ensayada en seco, como la de la Figura 47, observamos que ésta es más abrupta que la superficie de la pista de desgaste de una muestras ensayada en húmedo, como la de la Figura 49. Esto puede ser debido a acumulo de productos de desgaste sobre la propia pista, y será motivo de discusión en el siguiente apartado.

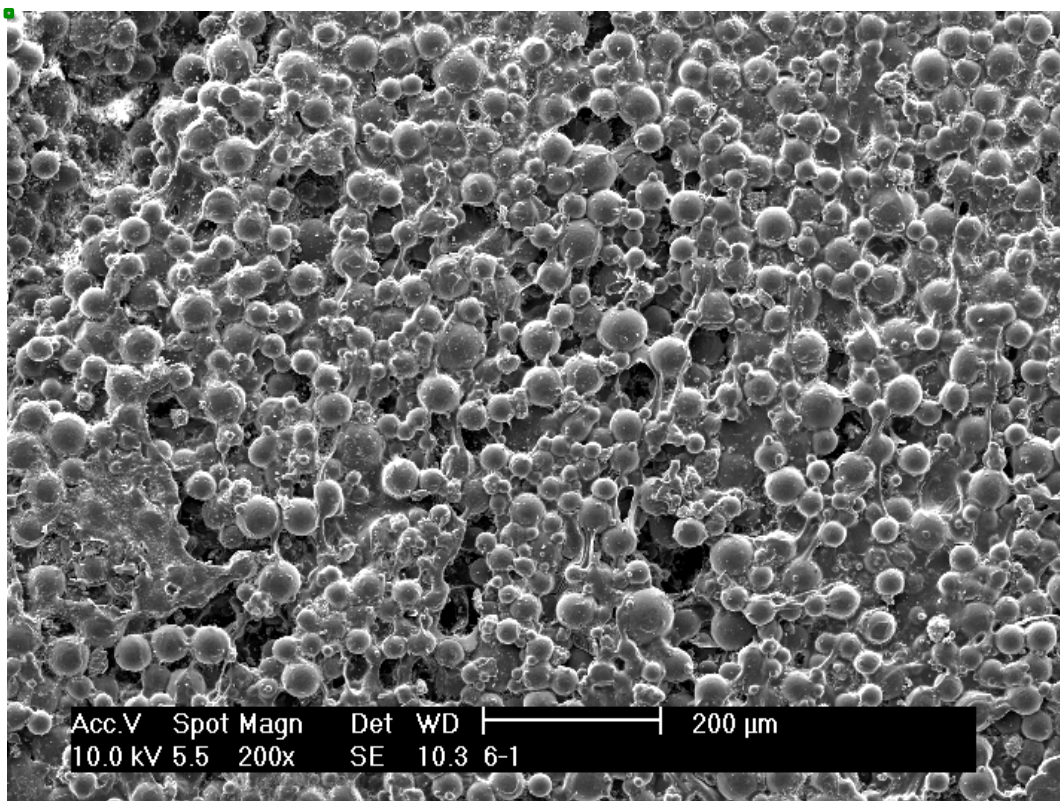


Figura 50: Superficie normal del cemento óseo vista en el SEM

La utilización de una técnica de BSE (microscopia electrónica de barrido utilizando electrones radiodispersados), nos permite aumentar el contraste de la superficie del cemento. La Figura 51 muestra un corte transversal de una muestra en ensayada en suero a gran medio aumento (800x) donde es difícil diferenciar la irregularidad de la superficie de la muestras. En la Figura 52 observamos la misma muestras con BSE, siendo más fácil delimitar la forma de la superficie del cemento óseo así como delimitar pequeñas inclusiones de la superficie de este.

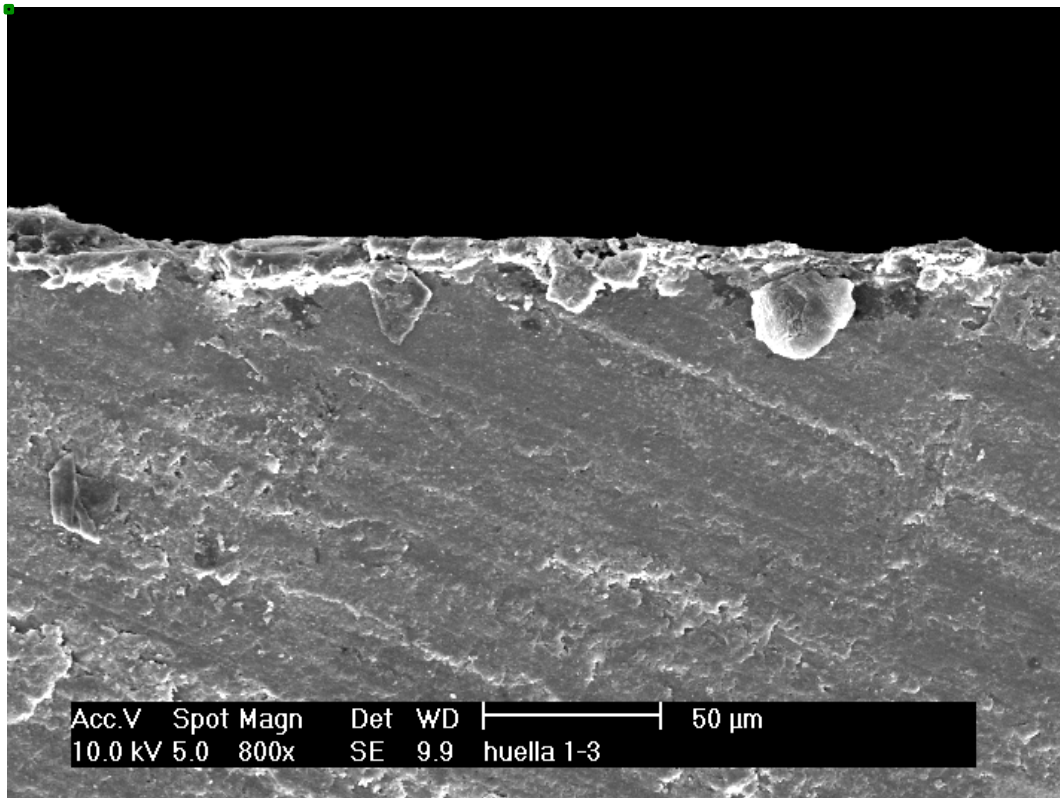


Figura 51: Corte transversal de la pista de desgaste ensayada en húmedo tras una semana de envejecimiento.

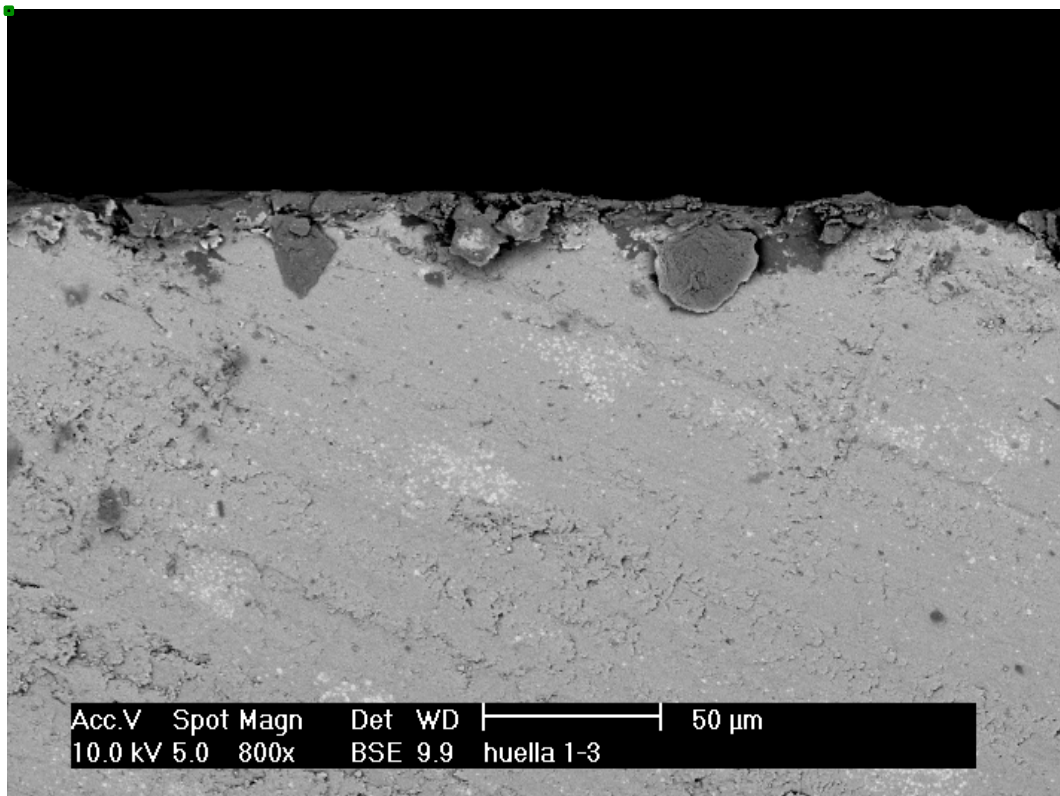


Figura 52: Mismo corte transversal de la figura 9 vista en BSE (microscopia electrónica de barrido utilizando electrones radiodispersados)

Esta técnica de microscopia BSE también nos sirve para observar como en la superficie de las muestras ensayadas en húmedo se acumulan partículas procedentes del propio desgaste del cemento, del material de ensayo e incluso del mismo suero. Nótese la diferencia observada en la superficie de la Figura 54, muestras del grupo 6 ensayada tras un mes en suero fisiológico donde se observan muchas más partículas adheridas a la superficie del cemento (en color gris medio) frente a la Figura 53, que corresponde a una muestra del mismo grupo ensayada en seco donde casi no se observan. En ambas en punteado fino claro corresponde a partículas de dióxido de zirconio como se ha descrito con anterioridad.

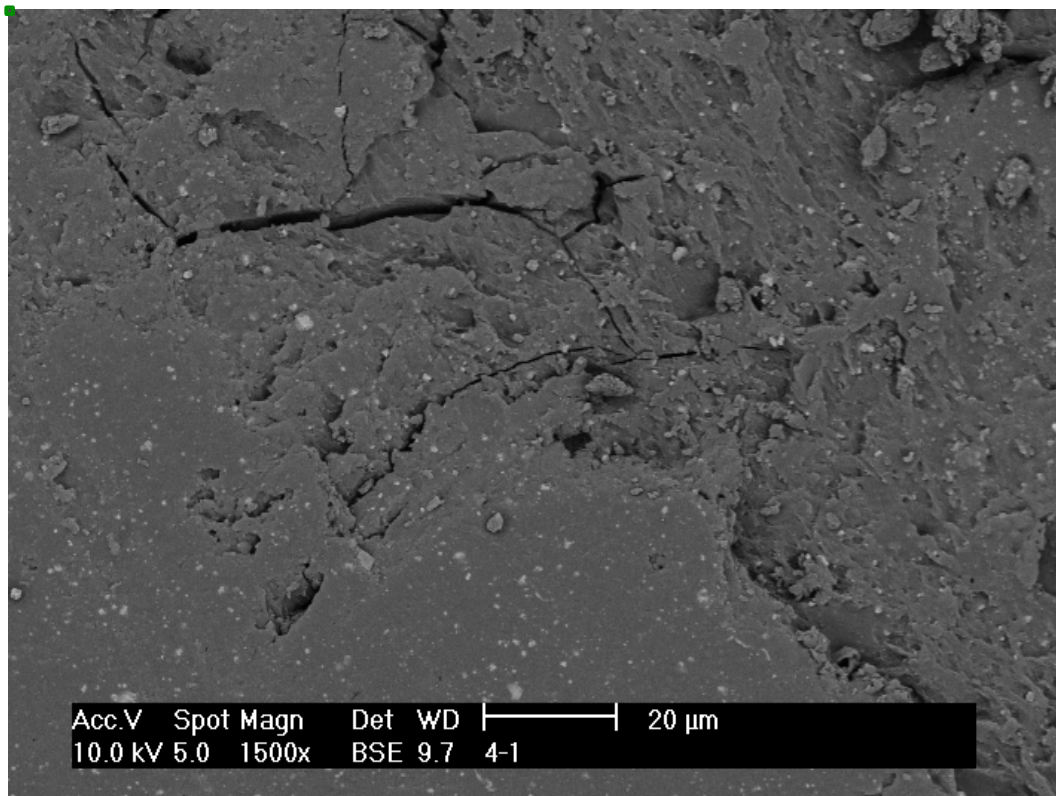


Figura 53: Interior de la pista de desgaste tomada en BSE de una muestra ensayada en seco

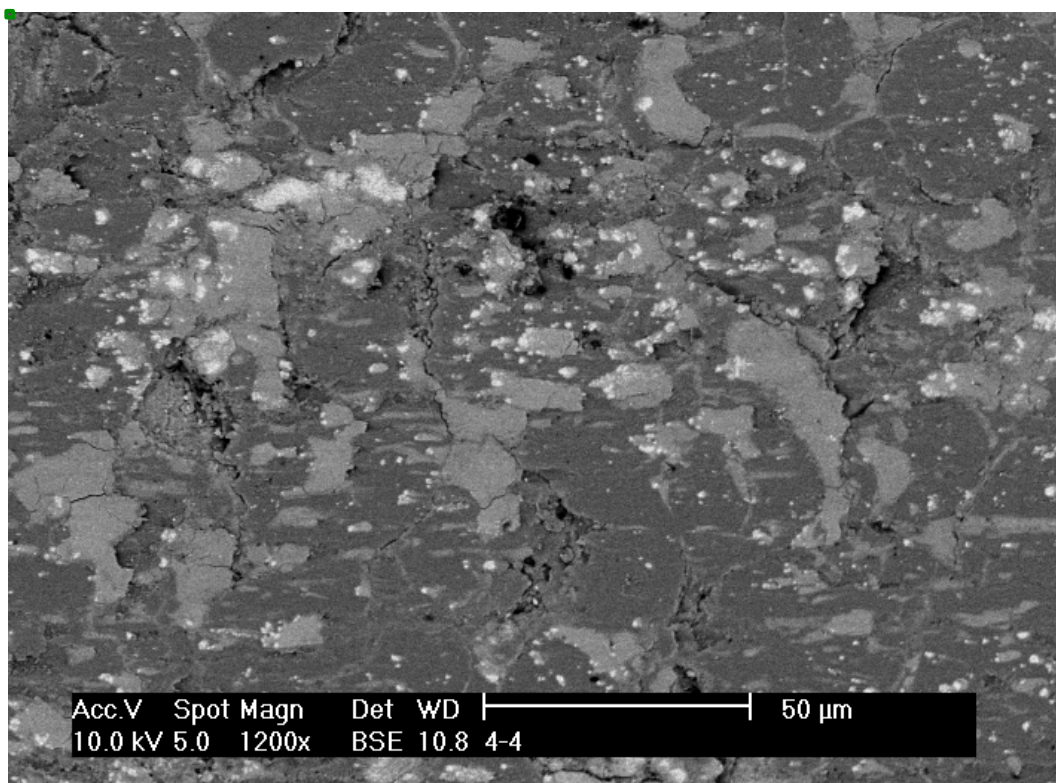


Figura 54: Interior de la pista de desgaste tomada en BSE del grupo 4 ensayado en húmedo y tras un mes de envejecimiento en suero salino

5 DISCUSIÓN

A pesar de los múltiples estudios publicados en la literatura, el uso de antibióticos en el cemento óseo sigue teniendo temas de estudio y líneas de trabajo por desarrollar. De éstas, nos parecen las más importantes son:

- *Inducción resistencia al antibiótico:* En 1989, Hope et al (83) encontró que el 90% de la población de *Staphylococcus* aislados en artroplastias de cadera infectadas eran resistentes a la gentamicina, pero solo en un 16% se había utilizado cemento con esta en la implantación. Otros estudios han confirmado que el uso de cemento con antibiótico reduce la infección protésica a costa de aumentar las resistencias (144, 195).
- *Hipersensibilidad y efectos tóxicos:* No se ha demostrado ninguno en la clínica, aun así han sido postulados.
- *Antibiótico inapropiado:* Muchos antibióticos han mostrado ser termolábiles o alterar las propiedades del cemento. Entre los antibióticos termolábiles están las penicilinas, el cloranfenicol y las tetraciclinas (10, 195). El mejor ejemplo de alteración de las propiedades del cemento lo ofrece la rifampicina (16), un excelente antibiótico para el tratamiento de las infecciones protésicas que mezclado con cemento retrasa su fraguado en semanas.
- *Liberación prolongada de antibiótico:* Hay que diferenciar la liberación precoz y la total. Todos los estudios *in vitro* han mostrado que solo un 5-8% del antibiótico añadido es liberado (157, 186). Powles et al (158) demostraron que una pequeña dosis de gentamicina seguía liberándose en

artroplastias total de cadera a los 25 años de su implantación, siendo este un potente estímulo para la formación de resistencias.

- *Efectos adversos en las resistencia mecánica del PMMA:* Existe una gran cantidad de trabajos sobre este tema. Los antibióticos nunca deben ser añadidos en forma líquida ni al monómero, pudiendo disminuir hasta en un 40% la resistencia a compresión en caso de hacerlo (111). Estudios confirman que con la adición de un 5% de antibiótico se obtiene el óptimo balance entre elución y propiedades mecánicas (118)
- *Coste-beneficio:* El uso de cemento con antibiótico de manera rutinaria aumenta los costes pasando de 284 a 349 dólares por bolsa de cemento. Si su uso se extiende del 11% histórico al casi 50% actual, sobre una población de 500000 artroplastias anuales, se estima un sobrecoste de 117 millones de dólares. Este sobrecoste puede estar compensado con el ahorro de tratar una infección (cuantificado en aproximadamente 50000 dólares por caso)(92). Se desconoce el sobrecoste del tratamiento de gérmenes multi-resistentes.

A pesar por el esfuerzo realizado para conocer mejor las propiedades del cemento cargado con antibiótico, existen aun múltiples lagunas en la literatura. La mayoría de los estudios mecánicos realizados son a corto plazo. Hasta ahora, salvo por la descripción de Lee et al (112), el estudio de la fatiga y de las propiedades viscoelásticas de estas mezclas ha quedado en el terreno del laboratorio sin que se hayan deducido implicaciones clínicas. Actualmente ha recobrado interés el

estudio de las variaciones de las propiedades del cemento óseo cargado con varios antibióticos, para tratar de usarlo como arma terapéutica contra bacterias multi-resistentes (156). Es importante resaltar, que no existen suficientes estudios que investiguen el comportamiento del cemento cargado con antibiótico "*in vivo*" o en un medio parecido, así como la cuantificación del desgaste de este. He et al(79) estudiaron la resistencia mecánica de Palacos R® con distintas dosis de gentamicina y observaron que a partir de un 3-4% de gentamicina disminuía la resistencia mecánica de las muestras ensayadas en suero a 37° en menos de 48 horas. Si la dosis de gentamicina era menor, la disminución de la resistencia era mucho más lenta, de manera progresiva y en menor grado. Doods et al(47) estudiaron el efecto del desgaste en la elución de gentamicina y daptomicina por separado, observando que la elución de daptomicina no se encontraba afectada por el desgaste del cemento, no así la elución de gentamicina que disminuía, dando como justificación un efecto de sellado observado en la microscopia electrónica que ocurriría en su superficie como consecuencia del desgaste, aunque no explica la diferencia de comportamiento de ambos antibióticos.

5.1 ELECCIÓN DEL CEMENTO

Los resultados de nuestro estudio están influenciados por la elección del cemento óseo. Diferentes variables en el manufacturado de cemento, como el método de esterilización, la composición química y los aditivos añadidos son constantes dentro del mismo preparado comercial, asegurando la reproducibilidad de los resultados usando las mismas condiciones y el mismo cemento .

El aumento del peso molecular incrementa la resistencia del polímero (4, 72). La esterilización del polvo del cemento con irradiación γ o β disminuye la resistencia a la fractura mediante la disminución del peso molecular, a diferencia de la esterilización con gas de óxido de etileno (EtO) (76, 105, 115, 120).

Los sustancias añadidas de manera comercial al cemento como puede ser el radiocontraste, como el sulfato de bario (BaSO_4) o el óxido de zirconio (ZrO_2). El BaSO_4 favorece la creación de puntos de fatiga, creando microgrietas como iniciadoras de fracturas y también poros entre las esferas de los polímeros (72, 174). También se ha descrito un potencial efecto adverso sobre la diferenciación celular alrededor del manto de cemento que puede influir en el aflojamiento aséptico (25, 117, 119, 121, 169). La adicción de premezclado de manera comercial, no altera las propiedades mecánicas del cemento óseo (43, 119)

Para nuestro estudio hemos elegido el cemento Palacos R+G® (Heraeus Medical GmbH, Wehrheim, Alemania) al ser uno de los cementos comerciales más difundidos y con mejores resultados a largo plazo. En diferentes estudios de laboratorio como los publicados por Web et al y De Santis et al, donde Palacos

R+G® ha demostrado poseer una dureza y resistencia a la fatiga mayor que otros cementos (42, 191). La presencia de un mayor peso molecular del componente en polvo (>400000 g/mol), le confiere a este cemento una menor fragilidad y una mayor tasa de supervivencia (86). Además, el cemento Palacos R+G® se esteriliza con óxido de etileno, que a diferencia de la esterilización por radiación gamma empleada en otros cementos, no modifica el peso molecular del componente en polvo del cemento y, por lo tanto, no altera la durabilidad del preparado. En este sentido Lewis et al (120) demostraron que una radiación de 2,5 Mrad reduce el peso molecular de 754 kD a 315 kD (reducción mayor del 50%). En cuanto al agente radiopaco, en el cemento Palacos se emplea dióxido de circonio, que ha demostrado inducir menos osteolisis que las partículas libres de los agentes radiopacos basados en el sulfato de bario, sin alterar además las propiedades mecánicas o térmicas del cemento (121).

Las condiciones ambientales (temperatura y humedad relativa) a la hora de realizar la mezcla, tienen una gran influencia sobre la resistencia final del cemento. Las condiciones utilizadas en nuestro estudio asemejan a las usadas en otros estudios publicados (31, 174), siendo las condiciones ideales para trabajar con cemento en un quirófano.

El cemento óseo es un material muy sensible a la técnica de preparación, y requiere de una estandarización en su manejo para obtener resultados reproducibles (117, 119). En nuestro estudio, hemos tenido estos factores en consideración a la hora de realizar en mezclado, envejecimiento y ensayo de las muestras intentando realizarlo lo más parecido a las condiciones clínicas.

5.2 LA ELECCIÓN DE LOS ANTIBIÓTICOS

La elución del antibiótico es un proceso complicado. Ésta depende del tipo de antibiótico (152), el tipo de cemento óseo (151) y de las condiciones de mezclado (44, 119, 141). El antibiótico es liberado desde la superficie y por las grietas existentes en el cemento, permitiendo que el líquido corporal penetre y libere antibiótico, pero debido al carácter hidrófobo del cemento, se estima que esta liberación es de tan solo el 10% (46). Es por ello que se ha intentado aumentar la cantidad de antibiótico sin conocer el límite que pondría en peligro la resistencia del material. La elución del antibiótico ocurre principalmente en las primeras 9 semanas, especialmente en las primeras 48 horas (55).

Palacos R+G[®] presenta unos niveles de elución de antibiótico mayores que otros, sin que esto altere sus propiedades mecánicas de distinta manera que en otros cementos óseos. Penner et al (151) compara la elución de 1 g vancomicina y 2,4 g de tobramicina por 40 g de cemento en Palacos R[®], CMW1[®] y CMW3[®], reflejando la superior elución de Palacos tanto en Vancomicina como en Tobramicina. Kuechle et al (102) compararon Palacos[®] y Simplex[®] con diferentes antibióticos (vancomicina, amikacina y daptomicina) pero con similares resultados. Para nuestro estudio, se ha utilizado un cemento precargado con gentamicina al ser cada vez más frecuente su uso en nuestro medio (51) y a al no afectar la gentamicina precargada a las propiedades mecánicas de éste, tal y como se ha descrito anteriormente.

La elección del antibiótico es fundamental. Tal como se ha descrito antes, este debe ser termoestable, encontrarse en polvo (o liofilizarse) y no afectar las propiedades del cemento. Además es deseable que presente un perfil antimicrobiano adecuado así como una buena elución. La tobramicina (EEUU) y la gentamicina (Europa) son los antibióticos más usados y estudiados (90). La vancomicina es usada por su eficacia contra *Staphylococcus aureus* meticilín-resistente (SAMR), aunque no se recomienda de rutina por la creación de potenciales resistencias (92). Las cefalosporinas se pueden usar con PMMA para tratar cocos Gram+ en combinación con aminoglicósido. En nuestro estudio hemos elegido como antibióticos la gentamicina por existir su preparado comercial manufacturado y la vancomicina al ser un antibiótico indicado en el tratamiento de la infección por SAMR, muy utilización y con un efecto sinérgico con la gentamicina. La cefazolina presenta un perfil de actividad favorable y, a diferencia de la vancomicina, es muy hidrosoluble, y tiene poco peso molecular además de presentar un posible aumento de la elución de ésta (92).

Todos los antibióticos usados en nuestro estudio cumplen las premisas de bajo coste, fáciles de encontrar y presentar un perfil de toxicidad favorable. Adams et al (3) estudiaron la difusión de diferentes antibióticos (vancomicina, tobramicina, cefazolina, clindamicina ticarcilina y ciprofloxacino) observando que presentaron mejores eluciones la tobramicina, la Vancomicina y la clindamicina, aunque las dosis utilizadas fueron muy dispares.

Existen varios métodos para mezclar el antibiótico con el cemento. La utilización de un antibiótico líquido mezclado con el monómero ha demostrado

fragilizar más el cemento que las otras maneras de mezclado, pero consiguiendo buenas tasas de elución (85), aunque McLaren et al (134) no encontraron diferencias en la adicción del antibiótico al polímero o al monómero. Existe mucha controversia sobre que método de mezclado es mejor, a mano, o mecánica combinado con un sistema de vacío, existiendo multitud de estudios que avalan ambos métodos. El mezclado al vacío afecta menos las propiedades mecánicas del cemento al incluir menor número de partículas de aire en su interior (65, 193). Hsueh-Chin et al (36) realizaron preparaciones de cemento centrifugando los componentes y no observaron diferencias con las preparaciones realizadas a mano. A la hora de valorar las eluciones surge mayor controversia; mientras unos defienden que el mezclado al vacío mejora la elución al presentar una mezcla mas homogénea (90), aunque Messik et al (135) comparó el manto de cemento tras implantar un vástago femoral y no vieron diferencias en la porosidad de aquellos mezclados al vacío y los que lo fueron a presión ambiental, llegando incluso a encontrar mayor resistencia en el manto realizado a presión atmosférica. Esto se vio reforzado por el estudio de McLaren et al (134), quienes encontraron una homogeneidad parecida en el cemento mezclado a mano con antibiótico y el premezclado. Meyer et al (136) recientemente ha comparado el efecto del mezclado al vacío en diferentes cementos comerciales (Cemex Genta®, Cobalt G-HV®, Palacos R+G®, Simplex P®, SmartSet GMV® y VersaBond AB®) con resultados sorprendentes. A los cinco días, el mezclado al vacío disminuía la elución de Cemex Genta®, Smart Set GMV® y VersaBond AB®, y aumentaba la elución de Cobalt G-HV®, Palacos R+G® y Simplex P®. Concluyen que el mezclado al vacío tiene un efecto deletéreo sobre los cementos de baja viscosidad (Cemex Genta®),

impredecible sobre aquellos de media viscosidad (Simplex P®, Smart Set GMV® y VersaBond AB®) y beneficioso para los de alta viscosidad (Cobalt G-HV® y Palacos R+G®).

Uno de los trabajos más completos (119) demostró que no había diferencias entre las propiedades mecánicas (resistencia, fatiga, módulo de elasticidad) temperatura alcanzada y tamaño de partícula entre Cemex Genta® premezclado, mezclado al vacío y a mano, aunque encontró una mayor elución en el preparado premezclado.

Para nuestro trabajo, hemos decidido mezclar el antibiótico de manera manual al resultar más económico, no habiéndose demostrado una menor resistencia respecto a otras formas de mezclado y puesto que las comparaciones de las diferentes muestras son entre si, no se altera la extrapolación de los resultados.

5.3 EFECTO DE LA INCLUSIÓN EN MEDIO ACUOSO EN LAS PROPIEDADES

MECÁNICAS DEL CEMENTO ÓSEO.

La cadena polimérica del PMMA absorbe agua entrar en contacto con ella (169). El incremento de la masa, es interpretado como al acúmulo de agua, que se ha cuantificado en un 1,8%, en línea con lo estimado en los estándares para resinas acrílicas dentales, las cuales son comparables a los cementos óseos. (ISO 1999). Otros autores han descrito un acumulo de agua del 2% en materiales poliméricos (105, 146, 169)

La absorción de agua por las cadenas de polímeros es un proceso de difusión controlada (43). Se han descrito dos mecanismos, uno sigue la “teoría del volumen libre”, según la cual se produce una difusión de agua libre entre los huecos de los polímeros, sin existir relación con la polaridad de las moléculas del material (4). La otra teoría sostiene que la absorción de agua depende de interacciones moleculares (18) donde el agua penetra en el material creando puentes hidrofílicos. (18) (184). No obstante, cualquier absorción de agua es importante para las propiedades mecánicas y químicas del PMMA, siendo el mecanismo por el cual se produce de menor importancia. Hailey et al (72) dejaron patente que el contenido de sales del suero fisiológico no afectaba las propiedades químicas del cemento óseo y, por tanto, tampoco en la absorción de agua.

Se ha demostrado que el módulo de elasticidad de una muestra de PMMA es inferior cuando absorbe agua (89). A los 3 meses, el cemento se muestra saturado de agua y solo muestra mínimos cambios en sus propiedades, actuando el agua como un agente plástico aunque también como iniciador de rupturas en el cemento (4). El efecto plastificante del agua (4, 43, 165, 169, 184) es el efecto dominante cuando ensayamos cemento óseo acrílico en agua, siendo esta la explicación a todos los cambios observados.

En nuestro estudio hemos encontrado diferencias en la resistencia a la tensión y en el módulo de elasticidad en el grupo 2 (cefazolina 2,5%) y el grupo 4 (2,5 % cefazolina y 5% vancomicina) entre las muestras ensayadas en seco y aquellas estudiadas tras un mes de reposo en medio húmedo, siendo mayores las cifras en seco. Estos resultados no difieren con lo observado en la literatura. Nottrott et al (143) estudiaron el comportamiento de Palacos G® y CMW3 genta® almacenados durante 5 años, en un medio seco frente a 3 semanas en un medio con agua, observando un aumento de la resistencia a la tensión y del módulo de elasticidad en aquellas muestras que habían estado en seco. El mayor tiempo utilizado en nuestro estudio, así como el tamaño muestral pueden justificar la ausencia de significación estadística, aunque se observa una tendencia en el grupo 1 (Palacos R+G®).

La ausencia de diferencias en los grupos 3, 5 y 6 (todos con distintas dosis de vancomicina) podría ser explicada por la liberación lenta y de manera progresiva, debilitando la resistencia y elasticidad del cemento sumergido. Esta acción contrarrestaría el efecto plastificante del agua en el cemento. La mayor resistencia y elasticidad observada en los grupos 2 y 4 (ambos con cefazolina) en

seco, es lo esperado en un cemento sin antibiótico. Esto podría ser debido a la rápida liberación de la cefazolina al ser ésta una molécula muy hidrofílica. Esos espacios dejados por las moléculas de cefazolina serían rellenos por agua lo que aumentaría la absorción de ésta por el cemento aumentando el efecto plástico sobre el cemento (Figura 45).

En los ensayos de desgaste, se aprecia que éste es considerablemente mayor en los ensayos realizados en seco que en los ensayos realizados en húmedo (obteniéndose significación estadística para los grupos 1, 3 y 5), salvo en las muestras ensayadas en húmedo del grupo 2 donde presentan un mayor valor de desgaste. Para explicar estas variaciones acudimos al análisis de las pistas de desgaste con microscopía electrónica de barrido (SEM). En general, no se han obtenido pistas muy anchas, indicando esto la presencia de un desgaste relativamente pequeño. En los ensayos en seco se apreciaron las líneas de abrasión (Figura 46) y detalles de la misma pista a mayor aumento, muestran un arranque de material (Figura 47) y pequeñas zonas de adhesión. Si observamos una pista en seco (grupo 6, Figura 46) y una pista del mismo material ensayada en húmedo (Figura 48), observamos un estrechamiento de la pista y una mayor adhesión en las muestras ensayadas en medio húmedo. Un mayor detalle de la pista en húmedo (Figura 49) muestra líneas de abrasión muy finas, mucha adhesión, pero sobre todo un aplastamiento de la superficie, no observándose las esferas de las cadenas de polímeros del PMMA, como se observa en la Figura 50.

El desgaste observado en las muestras ensayadas en medio húmedo es bajo, especialmente si lo comparamos con los coeficientes de rozamiento obtenidos. Esta diferencia podría ser consecuencia del arrastre de material arrancado

producido y su posterior adhesión sobre la misma pista (Figura 51) (Figura 52), produciendo un desgaste de características adhesivas tal como se ha descrito antes.

Esta diferencia de desgaste del cemento óseo en un medio seco (desgaste abrasivo) frente a al presentado en un medio húmedo, queda patente comparando la Figura 53, donde se observa una uniformidad de la superficie de la pista de desgaste con la Figura 54 donde se observan aglomeraciones de distintas sustancias acumuladas del propio material y producto de erosión del metal usado para producir el desgaste. En ambas imágenes, los puntos blancos corresponden al óxido de zirconio. No hemos encontrado ningún trabajo en la literatura que apoye o contradiga este hallazgo.

Este comportamiento de adhesión del material desgastado puede ocasionar una limitación a la hora de extrapolar estos resultados in vivo, puesto que el líquido sinovial en una articulación no se comporta como un líquido estático, sino que sufre “corrientes” derivadas del movimiento articular así como proceso de formación y absorción, además de presentar distintas propiedades viscoelásticas que el suero fisiológico.

5.4 EFECTO DEL TIEMPO (ENVEJECIMIENTO) EN LAS PROPIEDADES

MECÁNICAS DEL CEMENTO ÓSEO.

El cemento óseo no es un compuesto estático; sus propiedades mecánicas varían en el tiempo o con el “envejecimiento”. Struik et al (176) describieron el efecto del envejecimiento de distintos polímeros, y Cizmecioglu et al (37) señalaron la influencia de éste sobre la elasticidad del PMMA. La modificación de las propiedades mecánicas del cemento pueden considerarse el resultados de diferentes procesos que actúan simultáneamente. El aumento de la resistencia y del módulo de elasticidad, que ocurre en la primera semana, está relacionado con la polimerización rápida de las moléculas libres de monómeros. Esto implica un aumento del peso molecular del cemento (14) así como el comienzo del envejecimiento (37, 78, 176). El envejecimiento del PMMA es una característica de los polímeros acrílicos y se ha definido como un proceso que ocurre en los materiales poliméricos durante un periodo específico y que resulta en un cambio en su estructura física. (77, 86). Se ha postulado que una disminución de los monómeros residuales del 2-6% postfraguado (5, 72, 104, 185), al 0,5% en las tres primeras semanas sería el responsable de esta modificación. El monómero residual tiene un efecto plastificante, disminuyendo la resistencia del cemento óseo y afectando a su estabilidad térmica (5, 72, 185).

En nuestro estudio hemos observado un mayor desgaste en las muestras que no habían sufrido un proceso de envejecimiento en suero frente a las que fueron ensayadas y sometidas a envejecimiento, entre una semana y un mes. No encontramos diferencias globales entre las muestras sometidas a una semana de

envejecimiento frente a las que sufrieron un mes. No existe ningún artículo en la literatura que compare el desgaste del cemento óseo en distintas muestras con diferentes tiempos de envejecimiento en medio húmedo como hemos hecho nosotros.

En medio seco, como se ha descrito, el envejecimiento del cemento acarrea un aumento de la resistencia y de su elasticidad (72, 185). Este aumento de la resistencia sería contrarrestado por el efecto plastificante del agua anteriormente descrito (4, 43, 100, 165, 169, 184).

No existen muchos datos del efecto del agua en el envejecimiento del PMMA, a diferencia de en otros adhesivos utilizados en odontología. Nottrott et al (143) estudiaron el efecto del envejecimiento sobre el cemento óseo y la influencia que un medio acuoso podía producir sobre el. Almacenaron durante cinco años muestras de Palacos R+G® que dividieron en tres grupos, en seco, tras una inmersión de 3 semanas en suero y el último con 3 semanas de inmersión y 3 semanas de secado. Sometieron las muestras a pruebas de compresión viendo un aumento de la resistencia y elasticidad en las muestras ensayadas a los 5 años respecto a las ensayadas inmediatamente. El aumento era similar para aquellas muestras que tras someterse a un medio acuoso se habían dejado secar 3 semanas. Las muestras que se habían ensayado tras 3 semanas de estar en agua presentaron menores valores de resistencia y un módulo de elasticidad menor. A partir de estos resultados, señalaron que los efectos de la polimerización dominan durante la primera semana, mientras que los efectos del agua dominan a partir de ésta, resultando una disminución de la resistencia y elasticidad. Por otro lado, el aumento de resistencia del cemento óseo disminuye la fragilidad influyendo en la

resistencia a la fatiga de éste. Además es interesante observar como el efecto plástico del agua es reversible, mientras que el efecto del envejecimiento continua incluso en presencia de agua.

Es difícil comparar estos resultados con los de nuestro estudio pues nosotros hemos valorado el desgaste del PMMA, sin efectuar un periodo de envejecimiento previo en seco puesto que no creemos que esto presente ninguna relevancia clínica. Por último, el cemento utilizado en nuestro estudio se encuentra mezclado con diferentes tipos de antibióticos que, tal como hemos descrito, afectan de manera diferente a la cantidad de agua absorbida por el cemento óseo.

5.5 VARIACIÓN DEL COMPORTAMIENTO DEL CEMENTO ÓSEO EN FUNCIÓN DEL PESO MOLECULAR DEL ANTIBIÓTICO MEZCLADO.

Tal como se ha descrito anteriormente, desde que Buchholz (28) decidiera añadir un antibiótico al cemento acrílico (PMMA) Palacos®, el uso de antibiótico en el cemento óseo se ha expandido de manera notable. Actualmente el uso de cemento con antibiótico como profilaxis de la infección en artroplastia primaria alcanza casi más del 90% en Noruega (161), lo que ocasiona una disminución del 40% de la tasa de revisión por cualquier causa (50). Aunque sin duda el uso que más interés y dudas suscita es en el tratamiento de la infección protésica.

Se han obtenido buenos resultados con la utilización de espaciadores de cemento con antibiótico en el tratamiento en dos tiempos de la infección protésica, obteniéndose tasas de curación del 87-100% (81). Algunas series también han mostrado buenos resultados con el tratamiento en un tiempo (29, 94, 199), estas series son difícilmente reproducibles fuera de centros especializados. Esto hace que actualmente el tratamiento de referencia sea el recambio en dos tiempos, usando espaciadores de cemento con antibiótico, generalmente la gentamicina asociada a la vancomicina, por su fácil obtención, su bajo coste y su perfil microbiológico favorable contra los SARM. Al usarlos combinados, la gentamicina presenta un efecto sinérgico antimicrobiano y aumenta la elución de la vancomicina (26).

Aunque la tasa de curación es alta con las técnicas y cementos cargados con antibiótico actuales, en EEUU, se ha observado una marcada tendencia en el aumento de la incidencia de organismos resistentes, pasando del 15% - 20 % en

los años noventa, hasta un 36% - 46% en el momento actual (95, 98, 149, 190). Estos datos se han traducido en un creciente interés por trasladar a la práctica clínica los resultados obtenidos en otros estudios con cemento óseo mezclado con distintos antibióticos (3, 73, 92, 102).

Adams et al (3) demostraron buenas tasas de elución con otros antibióticos como la daptomicina, clindamicina, ticarcilina, ciprofloxacino y tobramicina manteniendo las propiedades mecánicas dentro de los estándares internacionales, aunque no estudiaron las propiedades de la mezcla cemento-antibiótico tras sumergirlo en el suero. En nuestro estudio hemos observado que la adicción de vancomicina al cemento, a diferentes dosis (2,5%, 5% y 10%), disminuye la resistencia a la flexión respecto al grupo control en un medio seco, aunque esta se mantiene dentro de los estándares internacionales. Se observa una ligera tendencia dosis dependiente a reducir la resistencia, aunque esta no es significativa (Figura 31). La adicción de cefazolina 2,5 % también disminuye la resistencia del cemento respecto al grupo control, aunque en menor medida que con la misma cantidad de vancomicina (Figura 32). Esto podría ser debido a una menor interacción entre las cadenas del polímero al ser la cefazolina una molécula de menor tamaño que la vancomicina. Al estudiar el comportamiento tras un periodo de inmersión en suero fisiológico, observamos que si bien los resultados con las muestras provistas de vancomicina no cambian, aquellas con cefazolina presentan una mayor pérdida de resistencia que la observada en el ensayo en seco. Esto podría deberse a las propiedades hidrófilas de la cefazolina, lo que ocasionaría una mayor elución del antibiótico y más rápida, con mayor absorción de agua por parte del PMMA y mayor afectación de sus propiedades mecánicas.

Kweon et al (108) estudió la elución y las resistencia a compresión del cemento (Simplex P®) mezclado con 200 mg de anfotericina B y con 200 mg de anfotericina B más 10 g cefazolina, observando como esta última aumentaba la elución de la anfotericina B pero disminuía la resistencia del cemento respecto a la anfotericina B aislada, aunque no compara la resistencia del cemento con cefazolina aislada con anfotericina B aislada.

Si observamos la influencia del tipo de antibiótico sobre el desgaste, vemos que la vancomicina aumenta el desgaste respecto al grupo control en un medio seco, y que este aumento del desgaste es mayor cuanto mayor es la dosis de vancomicina. Al observar los grupos con cefazolina, apreciamos como en seco la adicción de esta aumenta el desgaste respecto al grupo control tal y como pasaba con la vancomicina sin que existan diferencias entre estas, pero a diferencia de lo que ocurría con la vancomicina, su adicción a un medio con suero fisiológico no disminuye el desgaste, sino que se mantiene elevado, siendo algo más alto para el grupo mezclado exclusivamente con cefazolina. Esto puede ser explicado por las diferentes propiedades hidrofílicas de los antibióticos tal y como se ha descrito anteriormente.

Nuestros resultados están conforme a lo publicado en la bibliografía. Klekamp et al (101) compararon la resistencia a compresión de dos cementos (Palacos® y Simplex®) con 2,5%, 5% y 7,5% de vancomicina observando que la adicción del antibiótico disminuía muy poco la resistencia mecánica no siendo dosis dependiente, pero si aumentando la fatiga del propio cemento. Hught et al (27) realizaron un experimento parecido, añadiendo a Palacos® y Simplex® 5%, 10%, 15% y 20% de vancomicina, sin apreciar diferencias en la resistencia con

Palacos® con 20% de vancomicina. El cemento Simplex® se fragilizaba por debajo de los estándares internacionales al añadir más del 15% de vancomicina. Pelletier et al (150) obtuvieron los mismos resultados, añadiendo distintas dosis de vancomicina y flucloxacilina juntas. Actualmente no existen estudios que comparen la influencia sobre las características mecánicas del cemento óseo en un medio acuoso de distintos antibióticos.

En nuestro trabajo no medimos la elución de antibióticos de las diferentes muestras de cemento de manera directa, pero pensamos que la incorporación de cefazolina aumenta la elución de vancomicina, soportado por estudios que demuestran que la elución de vancomicina aumentaba al añadir gentamicina a Palacos® (152, 173). Carretani et al (32) estudiaron las eluciones de distintos cementos con vancomicina sola y con vancomicina e imipenem, observando como la mezcla de ambos aumentaba la elución en casi un 50% en el cemento Palacos®. Aunque el imipenem no es exactamente igual que la cefazolina, hasta la introducción de nuevos estudios podemos asumir un comportamiento parecido al tener moléculas similares, desde un punto de vista bioquímico, ya que ambas pertenecen al grupo de los B-lactámicos y también poseen pesos moleculares similares.

5.6 APLICACIÓN CLÍNICA

Desde la creación en 1976 de las primeras normas para el estudio del cemento acrílico por la ASTM (F451-76), todos los estándares así como sus modificaciones se han desarrollado para estudiar las propiedades del cemento óseo en seco. Como ha demostrado nuestro estudio, estas propiedades cambian al introducirse en un medio húmedo que pocas veces había sido considerado. Teniendo en cuenta que el medio donde aplicamos el cemento es líquido, húmedo y a temperatura constante de 37° C y ante la dificultad de realizar estudios “*in vivo*”, consideramos que se debe plantear una modificación de los estándares internacionales para añadir unas premisas del comportamiento del cemento óseo en un medio acuoso. Esta reflexión ya fue realizada por Nottrott et al (143) en su estudio.

Es grande el interés por obtener cementos más porosos que mejoren la capacidad de difusión del agua para obtener así mayores tasas de elución de antibiótico. McLaren et al (131-133) utilizaron xilitol, sacarosa y glicina entre otras sustancias para aumentar la elución de daptomicina, presentando el xilitol las mejores tasas de elución. No obstante, en ninguno de sus trabajos se estudió la influencia sobre las propiedades mecánicas del PMMA. Por su parte, Frank et al (56, 57) utilizaron cápsulas de PMMA con sorbitol para mejorar la elución de gentamicina, tobramicina y amikacina, aunque tampoco aportaron datos de resistencia del PMMA. En nuestro estudio, la cefazolina se ha comportado como una molécula hidrofílica, y como se ha observado en las imagen de microscopia, produce un superficie más porosa que la obtenida con vancomicina, sin alterar

ostensiblemente la resistencia mecánica del PMMA. A tenor de nuestros resultados, creemos que la cefazolina podría ser útil como antibiótico coadyuvante en la preparación de espaciadores en las revisiones, al aumentar la porosidad del cemento, ser un antibiótico ~~le~~ que sumaría su perfil antimicrobiano a los otros antibióticos utilizados y haber demostrado que no varían las propiedades mecánicas del cemento óseo en medio húmedo.

En nuestro estudio, a diferencia de otros previos en la literatura, hemos utilizado el desgaste del PMMA como una de las variables mecánicas. Saleh et al (167) y Goodman et al (64) consideran que uno de los factores implicados en la osteolisis periprotésica son las partículas de desgaste del cemento óseo. Por ello, consideramos de interés determinar las diferentes sustancias que añadimos al cemento óseo (en nuestro caso antibióticos) y como influyen sobre el desgaste de éste.

Existe una tendencia a utilizar espaciadores articulados para mantener la función, tras extraer una prótesis infectada, durante el periodo entre implantes y obtener mejores resultados funcionales tras la reimplantación protésica. Diferentes autores (9, 87, 125, 189) han publicado tasas de curación superiores al 90% con espaciadores dinámicos, justificando su uso por obtener mayores tasas que con los espaciadores estáticos. Los espaciadores dinámicos están sometidos a sollicitaciones de cizallamiento en su superficie, siendo necesario estudios que determinen el comportamiento de los distintos cementos en función de su composición frente a estas fuerzas. Creemos que nuestro estudio es un primer paso para intentar comprender que ocurre en la superficie de los espaciadores dinámicos.

5.7 FUTURO DEL CEMENTO CARGADO CON ANTIBIÓTICO

El aumento en la realización de artroplastias de sustitución en cualquier localización precisa de nuevas formulaciones en los cementos óseos así como de las implicaciones que produce la manipulación. En la actualidad disponemos de un amplio abanico de publicaciones sobre el PMMA y la mayoría de los estudios mecánicos, están basado en las propiedades mecánicas del PMMA en situaciones estáticas, existiendo menos interés por otras características de éste, como la resistencia a la fatiga o sus propiedades viscoelásticas (112).

La utilización de un antibiótico mezclado con cemento ha sido ampliamente estudiada para determinar la modificación de las características mecánicas y la elución. El aumento de la resistencia de los gérmenes, así como la complejidad de los pacientes, obliga a modificar los espaciadores, aumentando la frecuencia de utilización de espaciadores donde el cemento se mezcle con múltiples antibióticos (156). Este cambio condiciona una necesidad de continuar estudiando los efectos de la adicción de uno o múltiples antibióticos en las propiedades estáticas y viscoelásticas del PMMA.

La liberación de antibiótico por parte del cemento óseo es otra de las características más estudiadas dentro del cemento óseo. Existen múltiples estudios con diferentes sustancias que aumentan la elución del antibiótico, aunque en la actualidad ninguna ha sido implantada en clínica. Es necesario proseguir en el estudio de la elución de los distintos antibióticos para optimizar el tratamiento de las infecciones protésicas y el desgaste debería ser junto a la resistencia del PMMA unas de las características estudiadas.

En nuestro trabajo hemos estudiado el cemento en un medio con suero fisiológico, a 37° C, tratando de imitar el ambiente natural de una articulación. En un futuro, los estudios deben buscar acercar las condiciones de estudio en la medida de lo posible a las condiciones “*in vivo*” para asegurar la extrapolación de los resultados obtenidos.

5.8 LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

Durante el planteamiento y realización de este estudio, se ha intentado evitar la realización de errores, especialmente de origen metodológico o de procesado, aunque en cualquier investigación pueden surgir imprevistos o nuevas enfoques mientras se desarrolla el proyecto.

Hemos querido imitar las condiciones ambientales en una articulación, para ello se ha utilizado un medio de estudio con suero fisiológico. Una articulación sana contiene liquido sinovial, el cual, además de tener una composición iónica parecida al suero fisiológico, también posee distintas sustancias como proteínas, células, glucosa, etc. que le confieren unas propiedades muy diferentes a las del suero. Por tanto, es importante tener esto en cuenta a la hora de extrapolar los resultados a la clínica.

En nuestro estudio hemos sumergido las muestras en un recipiente estanco. En las articulaciones existe un flujo entre absorción/producción, además del propio movimiento, lo que puede influir en que las partículas de desgaste se depositen sobre el propio cemento, alterando las cifras de desgaste obtenidas en nuestro ensayo. Pensamos que dado que uno de los objetivos de nuestro estudio es comparar las características de desgaste de los distintos cementos en las mismas condiciones, estas dos condiciones diferentes "*in vivo*", frente a las de nuestro estudio no deberían representar una limitación para extrapolar nuestros resultados, aunque sería deseable la realización de ensayos con liquido sinovial para corroborar dicha afirmación.

Hemos utilizado la cefazolina por tener un perfil bioquímico diferente a la vancomicina. Una vez descrita la influencia del peso molecular en el comportamiento del cemento óseo, sería interesante desarrollar nuevos estudios con otros antibióticos más usados en los espaciadores, como la daptomicina, previa a su extrapolación clínica.

Quizás el principal factor limitante de este estudio es el pequeño tamaño muestral utilizado. Hemos estudiado 3 muestras por grupo y condición. Este tamaño de muestras puede justificar la ausencia de la significación estadística esperada en determinadas comparaciones. No obstante, cabe resaltar que en otras publicaciones con biomateriales, los tamaños muestrales son parecidos. Unemori et al (184) emplea 3 muestras en su estudio para observar la absorción de agua en un PMMA modificado, y Bridgens et al (26) emplean dos muestras para estudiar la elución y resistencia mecánica de distintos cementos mezclados con PMMA.

6 CONCLUSIONES

1. La utilización de vancomicina mezclada con el cemento disminuye la resistencia a la flexión de éste, no existiendo diferencias entre la utilización a diferentes concentraciones, 2,5%, 5% y 10 %.
2. La vancomicina mezclada con cemento óseo tiende a aumentar el desgaste en el PMMA. Este desgaste es dosis dependiente, siendo mayor en aquellas muestras con una mayor dosis de vancomicina.
3. La utilización de un antibiótico de menor peso molecular, como la cefazolina mezclada en el PMMA, afecta en menor cantidad al desgaste y resistencia del PMMA que cuando se utiliza un antibiótico de mayor peso molecular, como la vancomicina.
4. El cemento óseo muestra menor resistencia a la flexión y un menor módulo de elasticidad tras permanecer depositado en un medio húmedo que en un medio seco. Por el contrario, en medio húmedo el desgaste observado es menor que en un medio seco.
5. La resistencia a la flexión y el módulo de elasticidad son menores para aquellos muestras con vancomicina ensayadas en medio húmedo frente a las ensayadas en medio seco. El medio húmedo afecta de diferente manera al cemento según el antibiótico que contenga, fragilizando más al cemento óseo la cefazolina que la vancomicina a igualdad de dosis.

7 BIBLIOGRAFIA

1. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Recommendations for the use of intravenous anti- biotic prophylaxis in primary total joint arthroplasty. 2004.
2. American Academy of Orthopaedic Surgeons. The use of prophylactic antibiotics in orthopaedic medicine and the emergence of vancomycin-resistant bacteria. 1998.
3. Adams K, Couch L, Cierny G, Calhoun J, Mader JT. In vitro and in vivo evaluation of antibiotic diffusion from antibiotic-impregnated polymethylmethacrylate beads. Clin Orthop Relat Res. 1992(278):244-52.
4. Akashi A, Matsuya Y, Unemori M, Akamine A. The relationship between water absorption characteristics and the mechanical strength of resin-modified glass-ionomer cements in long-term water storage. Biomaterials. 1999;20(17):1573-8.
5. Algers J, Maurer FH, Eldrup M, Wang JS. Free volume and mechanical properties of Palacos R bone cement. J Mater Sci Mater Med. 2003;14(11):955-60.
6. Álvarez Galovich L, Pérez Higuera A. Vertebroplastia: indicaciones y técnica. Rev Ortop Traumatol. 2002;2:175-82.
7. American Society for Testing and Materials (ASTM) Standard F451-99a. Standard specification for acrylic bone cement. Annual Book of ASTM Standard, Vol. 13.01. West Conshohocken, PA, USA: ASTM International; 2000
8. American Society for Testing and Materials (ASTM) Standard G99-05. Standard Test Method for Wear Testing with a Pin-on-Disk Apparatus. Annual Book of ASTM Standard, Vol. 03.02. West Conshohocken, PA, USA: ASTM International; 2010
9. Anderson JA, Sculco PK, Heitkemper S, Mayman DJ, Bostrom MP, Sculco TP. An articulating spacer to treat and mobilize patients with infected total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2009;24(4):631-5.

10. Armstrong MS, Spencer RF, Cunningham JL, Gheduzzi S, Miles AW, Learmonth ID. Mechanical characteristics of antibiotic-laden bone cement. *Acta Orthop Scand*. 2002;73(6):688-90.
11. Balaban N, Stoodley P, Fux CA, Wilson S, Costerton JW, Dell'Acqua G. Prevention of staphylococcal biofilm-associated infections by the quorum sensing inhibitor RIP. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;437(8):48-54.
12. Ballard WT, Lowry DA, Brand RA. Resection arthroplasty of the hip. *J Arthroplasty*. 1995;10(6):772-9.
13. Barsoum WK, Hogg C, Krebs V, Klika AK. Wichita fusion nail for patients with failed total knee arthroplasty and active infection. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2008;37(1):E6-E10.
14. Basker R, Collier J, Smith I, Bratle K, Frere B, Wonng L. Variation of residual monomer content of poly(methyl methacrylate) dental resins with time, and the influence of water immersion. *Clin Mater*. 1989;4(2):173-82.
15. Bauer TW, Parvizi J, Kobayashi N, Krebs V. Diagnosis of periprosthetic infection. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(4):869-82.
16. Beeching NJ, Thomas MG, Roberts S, Lang SD. Comparative in-vitro activity of antibiotics incorporated in acrylic bone cement. *J Antimicrob Chemother*. 1986;17(2):173-84.
17. Belkoff SM, Sanders JC, Jasper LE. The effect of the monomer-to-powder ratio on the material properties of acrylic bone cement. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(4):396-9.
18. Bellenger V VJ. Structure-properties relationships for densely crosslinked epoxide-amine systems based on epoxide or amine mixtures. Part 2 Water absorption and diffusion. *J Mater Sci*. 1989;24:63-8.

19. Bernard L, Hoffmeyer P, Assal M, Vaudaux P, Schrenzel J, Lew D. Trends in the treatment of orthopaedic prosthetic infections. *J Antimicrob Chemother.* 2004;53(2):127-9.
20. Bhatnagara M, Mathura S, Cruz-Olivera E, Cáceres E. Vertebroplastia percutánea para el tratamiento de las fracturas vertebrales por compresión de origen osteoporótico. *Rev Ortop Traumatol.* 2004;48:186-94.
21. Biehl G, Harms J, Hanser U. [Experimental studies on heat development in bone during polymerization of bone cement. Intraoperative measurement of temperature in normal blood circulation and in bloodlessness]. *Arch Orthop Unfallchir.* 1974;78(1):62-9.
22. Bloomfield MR, Klika AK, Barsoum WK. Antibiotic-coated spacers for total hip arthroplasty infection. *Orthopedics.* 2010;33(9):649.
23. Booth RE, Jr., Lotke PA. The results of spacer block technique in revision of infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1989;248(11):57-60.
24. Bozic KJ, Kurtz SM, Lau E, Ong K, Chiu V, Vail TP, et al. The epidemiology of revision total knee arthroplasty in the United States. *Clin Orthop Relat Res.* 2010;468(1):45-51.
25. Breusch SJ, Kuhn KD. [Bone cements based on polymethylmethacrylate]. *Orthopäde.* 2003;32(1):41-50.
26. Bridgens J, Davies S, Tilley L, Norman P, Stockley I. Orthopaedic bone cement: do we know what we are using? *J Bone Joint Surg Br.* 2008;90(5):643-7.
27. Brock HS, Moodie PG, Hendricks KJ, McIlff TE. Compression strength and porosity of single-antibiotic cement vacuum-mixed with vancomycin. *J Arthroplasty.* 2010;25(6):990-7.
28. Buchholz HW, Engelbrecht H. [Depot effects of various antibiotics mixed with Palacos resins]. *Chirurg.* 1970;41(11):511-5.

29. Buechel FF, Femino FP, D'Alessio J. Primary exchange revision arthroplasty for infected total knee replacement: a long-term study. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)*. 2004;33(4):190-8; discussion 8.
30. Callaghan JJ, Katz RP, Johnston RC. One-stage revision surgery of the infected hip. A minimum 10-year followup study. *Clin Orthop Relat Res*. 1999;369(12):139-43.
31. Carlsson AS, Nilsson JA, Blomgren G, Josefsson G, Lindberg LT, Onnerfalt R. Low- vs high-viscosity cement in hip arthroplasty. No radiographic difference in 226 arthrosis cases followed for 5 years. *Acta Orthop Scand*. 1993;64(3):257-62.
32. Cerretani D, Giorgi G, Fornara P, Bocchi L, Neri L, Ceffa R, et al. The in vitro elution characteristics of vancomycin combined with imipenem-cilastatin in acrylic bone-cements: a pharmacokinetic study. *J Arthroplasty*. 2002;17(5):619-26.
33. Charnley J. Anchorage of the femoral head prosthesis to the shaft of the femur. *J Bone Joint Surg Br*. 1960;42-B:28-30.
34. Charnley J. Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*. 1961;1(7187):1129-32.
35. Charnley J. The reaction of bone to self-curing acrylic cement. A long-term histological study in man. *J Bone Joint Surg Br*. 1970;52(2):340-53.
36. Chin HC, Stauffer RN, Chao EY. The effect of centrifugation on the mechanical properties of cement. An in vitro total hip-arthroplasty model. *J Bone Joint Surg Am*. 1990;72(3):363-8.
37. Cizmecioglu M, Fedors RF, Hong SD, Moacanin J. Effect of physical aging on stress relaxation of poly(methyl methacrylate). *Polymer Engineering & Science*. 1981;21(14):940-2.
38. Cohen JC, Hozack WJ, Cuckler JM, Booth RE, Jr. Two-stage reimplantation of septic total knee arthroplasty. Report of three cases using an antibiotic-PMMA spacer block. *J Arthroplasty*. 1988;3(4):369-77.

39. Crout DH, Corkill JA, James ML, Ling RS. Methylmethacrylate metabolism in man. The hydrolysis of methylmethacrylate to methacrylic acid during total hip replacement. *Clin Orthop Relat Res*. 1979;141(6):90-5.
40. Crowninshield R. Femoral hip implant fixation within bone cement. *Operative Techniques in Orthopaedics*. 2001;11:296-9.
41. Cui Q, Mihalko WM, Shields JS, Ries M, Saleh KJ. Antibiotic-impregnated cement spacers for the treatment of infection associated with total hip or knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2007;89(4):871-82.
42. De Santis R, Mollica F, Ambrosio L, Nicolais L, Ronca D. Dynamic mechanical behavior of PMMA based bone cements in wet environment. *J Mater Sci Mater Med*. 2003;14(7):583-94.
43. Deb S, Braden M, Bonfield W. Water absorption characteristics of modified hydroxyapatite bone cements. *Biomaterials*. 1995;16(14):1095-100.
44. DeLuise M, Scott CP. Addition of hand-blended generic tobramycin in bone cement: effect on mechanical strength. *Orthopedics*. 2004;27(12):1289-91.
45. Di Cesare PE, Chang E, Preston CF, Liu CJ. Serum interleukin-6 as a marker of periprosthetic infection following total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2005;87(9):1921-7.
46. DiCicco M, Duong T, Chu A, Jansen SA. Tobramycin and gentamycin elution analysis between two in situ polymerizable orthopedic composites. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2003;65(1):137-49.
47. Dodds S, Smith TJ, Akid R, Stephenson J, Nichol T, Banerjee RD, et al. Contrasting effects of physical wear on elution of two antibiotics from orthopedic cement. *Antimicrob Agents Chemother*. 2012;56(3):1471-5.
48. Dunne N, Hill J, McAfee P, Todd K, Kirkpatrick R, Tunney M, et al. In vitro study of the efficacy of acrylic bone cement loaded with supplementary amounts of

gentamicin: effect on mechanical properties, antibiotic release, and biofilm formation. *Acta Orthop*. 2007;78(6):774-85.

49. Dunne NJ, Orr JF. Curing characteristics of acrylic bone cement. *J Mater Sci Mater Med*. 2002;13(1):17-22.

50. Engesaeter LB, Lie SA, Espehaug B, Furnes O, Vollset SE, Havelin LI. Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty: effects of antibiotic prophylaxis systemically and in bone cement on the revision rate of 22,170 primary hip replacements followed 0-14 years in the Norwegian Arthroplasty Register. *Acta Orthop Scand*. 2003;74(6):644-51.

51. Espehaug B, Engesaeter LB, Vollset SE, Havelin LI, Langeland N. Antibiotic prophylaxis in total hip arthroplasty. Review of 10,905 primary cemented total hip replacements reported to the Norwegian arthroplasty register, 1987 to 1995. *J Bone Joint Surg Br*. 1997;79(4):590-5.

52. Fink B, Grossmann A, Fuerst M, Schafer P, Frommelt L. Two-stage cementless revision of infected hip endoprostheses. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(7):1848-58.

53. Finkelstein R, Rabino G, Mashiah T, Bar-El Y, Adler Z, Kertzman V, et al. Vancomycin versus cefazolin prophylaxis for cardiac surgery in the setting of a high prevalence of methicillin-resistant staphylococcal infections. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2002;123(2):326-32.

54. Fitzgerald RH, Jr. Infected Total Hip Arthroplasty: Diagnosis and Treatment. *J Am Acad Orthop Surg*. 1995;3(5):249-62.

55. Fletcher MD, Spencer RF, Langkamer VG, Lovering AM. Gentamicin concentrations in diagnostic aspirates from 25 patients with hip and knee arthroplasties. *Acta Orthop Scand*. 2004;75(2):173-6.

56. Frank D, Cseh G, Kocsis B, Nagy T, Borsiczky B, Tokes-Fuzesi M, et al. Polymethyl-methacrylate-sorbitol-based capsules as local drug delivery vehicles: an in vitro antibiotic elution study. *Cell Biol Int*. 2011;35(3):267-72.

57. Frank D, Cseh G, Nagy T, Poto L, Kocsis B, Miseta A. Polymethyl-methacrylate-sorbitol-based capsules as local drug delivery vehicles: a preliminary study. *Cell Biol Int*. 2011;35(5):499-504.
58. Frommelt L, Kühn K-D. Properties of bone cement: Antibiotic-loaded cement. In: Breusch S, Malchau H, editors. *The well-ceemented total hip arthroplasty*. Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2005. p. 86-92.
59. Garvin KL, Konigsberg BS. Infection following total knee arthroplasty: prevention and management. *Instr Course Lect*. 2012;61:411-9.
60. Ghanem E, Parvizi J, Burnett RS, Sharkey PF, Keshavarzi N, Aggarwal A, et al. Cell count and differential of aspirated fluid in the diagnosis of infection at the site of total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(8):1637-43.
61. Ginebra MP, Albuixech L, Fernandez-Barragan E, Aparicio C, Gil FJ, San RJ, et al. Mechanical performance of acrylic bone cements containing different radiopacifying agents. *Biomaterials*. 2002;23(8):1873-82.
62. Goksan SB, Freeman MA. One-stage reimplantation for infected total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1992;74(1):78-82.
63. Gooding CR, Masri BA, Duncan CP, Greidanus NV, Garbuz DS. Durable infection control and function with the PROSTALAC spacer in two-stage revision for infected knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2011;469(4):985-93.
64. Goodman S. Wear particulate and osteolysis. *Orthop Clin North Am*. 2005;36(1):41-8, vi.
65. Graham J, Pruitt L, Ries M, Gundiah N. Fracture and fatigue properties of acrylic bone cement: the effects of mixing method, sterilization treatment, and molecular weight. *J Arthroplasty*. 2000;15(8):1028-35.
66. Grauer JD, Amstutz HC, O'Carroll PF, Dorey FJ. Resection arthroplasty of the hip. *J Bone Joint Surg Am*. 1989;71(5):669-78.

67. Greidanus NV, Masri BA, Garbuz DS, Wilson SD, McAlinden MG, Xu M, et al. Use of erythrocyte sedimentation rate and C-reactive protein level to diagnose infection before revision total knee arthroplasty. A prospective evaluation. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89(7):1409-16.
68. Gristina AG. Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. *Science.* 1987;237(4822):1588-95.
69. Haas SS, Brauer GM, Dickson G. A characterization of polymethylmethacrylate bone cement. *J Bone Joint Surg Am.* 1975;57(3):380-91.
70. Hacek DM, Robb WJ, Paule SM, Kudrna JC, Stamos VP, Peterson LR. *Staphylococcus aureus* nasal decolonization in joint replacement surgery reduces infection. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(6):1349-55.
71. Haddad FS, Muirhead-Allwood SK, Manktelow AR, Bacarese-Hamilton I. Two-stage uncemented revision hip arthroplasty for infection. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82(5):689-94.
72. Hailey JL, Turner IG, Miles AW. An in vitro study of the effect of environment and storage time on the fracture properties of bone cement. *Clin Mater.* 1994;16(4):211-6.
73. Hall EW, Rouse MS, Jacofsky DJ, Osmon DR, Hanssen AD, Steckelberg JM, et al. Release of daptomycin from polymethylmethacrylate beads in a continuous flow chamber. *Diagn Microbiol Infect Dis.* 2004;50(4):261-5.
74. Hanssen AD, Rand JA. Evaluation and treatment of infection at the site of a total hip or knee arthroplasty. *Instr Course Lect.* 1999;48:111-22.
75. Hanssen AD, Spangehl MJ. Practical applications of antibiotic-loaded bone cement for treatment of infected joint replacements. *Clin Orthop Relat Res.* 2004;427(10):79-85.

76. Harper EJ, Braden M, Bonfield W, Dingeldein E, Wahlig H. Influence of sterilization upon a range of properties of experimental bone cements. *J Mater Sci Mater Med*. 1997;8(12):849-53.
77. Hatada K, Fox R, KAhovc J, Maréchal E, Mita I, Shibaez V. Definitions of terms relating to degradation, aging, and related chemical transformations of polymers (IUPAC Recommendations 1996). *Pure & Appl Chem*. 1996;68(12):2313-23.
78. Hay J. The physical ageing of amorphous and crystalline polymers. *Pure & appl Chem*. 1995;67(11):1855-8.
79. He Y, Trotignon JP, Loty B, Tcharkhtchi A, Verdu J. Effect of antibiotics on the properties of poly(methylmethacrylate)-based bone cement. *J Biomed Mater Res*. 2002;63(6):800-6.
80. Hirose S, Otsuka H, Morishima T, Sato K. Outcomes of Charnley total hip arthroplasty using improved cementing with so-called second- and third-generation techniques. *J Orthop Sci*. 2012;17(2):118-23.
81. Hofmann AA, Goldberg T, Tanner AM, Kurtin SM. Treatment of infected total knee arthroplasty using an articulating spacer: 2- to 12-year experience. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;430(1):125-31.
82. Hofmann AA, Goldberg TD, Tanner AM, Cook TM. Ten-year experience using an articulating antibiotic cement hip spacer for the treatment of chronically infected total hip. *J Arthroplasty*. 2005;20(7):874-9.
83. Hope PG, Kristinsson KG, Norman P, Elson RA. Deep infection of cemented total hip arthroplasties caused by coagulase-negative staphylococci. *J Bone Joint Surg Br*. 1989;71(5):851-5.
84. Hsieh PH, Chen LH, Chen CH, Lee MS, Yang WE, Shih CH. Two-stage revision hip arthroplasty for infection with a custom-made, antibiotic-loaded, cement prosthesis as an interim spacer. *J Trauma*. 2004;56(6):1247-52.

85. Hsieh PH, Tai CL, Lee PC, Chang YH. Liquid gentamicin and vancomycin in bone cement: a potentially more cost-effective regimen. *J Arthroplasty*. 2009;24(1):125-30.
86. Hughes KF, Ries MD, Pruitt LA. Structural degradation of acrylic bone cements due to in vivo and simulated aging. *J Biomed Mater Res A*. 2003;65(2):126-35.
87. Incavo SJ, Russell RD, Mathis KB, Adams H. Initial results of managing severe bone loss in infected total joint arthroplasty using customized articulating spacers. *J Arthroplasty*. 2009;24(4):607-13.
88. International Standards Organization (ISO). ISO 5833: implants for surgery-acrylic resin cements. Annex F. Method for determination of bending modulus and strength of cement. Suiza: ISO Ginebra; 2002
89. Ishiyama C HY. Effects of humidity on Young's modulus in poly(methyl methacrylate). *J Polym Sci Part B: Polymer Physics*. 2002;40(5):460-5.
90. Jaeblo T. Polymethylmethacrylate: properties and contemporary uses in orthopaedics. *J Am Acad Orthop Surg*. 2010;18(5):297-305.
91. Jansen E, Stogiannidis I, Malmivaara A, Pajamaki J, Puolakka T, Konttinen YT. Outcome of prosthesis exchange for infected knee arthroplasty: the effect of treatment approach. *Acta Orthop*. 2009;80(1):67-77.
92. Jiranek WA, Hanssen AD, Greenwald AS. Antibiotic-loaded bone cement for infection prophylaxis in total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 2006;88(11):2487-500.
93. Josefsson G, Gudmundsson G, Kolmert L, Wijkstrom S. Prophylaxis with systemic antibiotics versus gentamicin bone cement in total hip arthroplasty. A five-year survey of 1688 hips. *Clin Orthop Relat Res*. 1990;253(4):173-8.
94. Joseph TN, Chen AL, Di Cesare PE. Use of antibiotic-impregnated cement in total joint arthroplasty. *J Am Acad Orthop Surg*. 2003;11(1):38-47.

95. Joshy S, Gogi N, Thomas B, Mahale A, Singh BK. Delayed onset of deep infection after total knee arthroplasty: comparison based on the infecting organism. *J Orthop Surg (Hong Kong)*. 2007;15(2):154-8.
96. Judet J, Judet R. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. *J Bone Joint Surg Br*. 1950;32-B(2):166-73.
97. Kalmeijer MD, Coertjens H, van Nieuwland-Bollen PM, Bogaers-Hofman D, de Baere GA, Stuurman A, et al. Surgical site infections in orthopedic surgery: the effect of mupirocin nasal ointment in a double-blind, randomized, placebo-controlled study. *Clin Infect Dis*. 2002;35(4):353-8.
98. Kilgus DJ, Howe DJ, Strang A. Results of periprosthetic hip and knee infections caused by resistant bacteria. *Clin Orthop Relat Res*. 2002;404(11):116-24.
99. Kim DH, Spencer M, Davidson SM, Li L, Shaw JD, Gulczynski D, et al. Institutional prescreening for detection and eradication of methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* in patients undergoing elective orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Am*. 2010;92(9):1820-6.
100. Kjellson F, Brudeli B, McCarthy ID, Lidgren L. Water uptake and release from iodine-containing bone cement. *J Biomed Mater Res A*. 2004;71(2):292-8.
101. Klekamp J, Dawson JM, Haas DW, DeBoer D, Christie M. The use of vancomycin and tobramycin in acrylic bone cement: biomechanical effects and elution kinetics for use in joint arthroplasty. *J Arthroplasty*. 1999;14(3):339-46.
102. Kuechle DK, Landon GC, Musher DM, Noble PC. Elution of vancomycin, daptomycin, and amikacin from acrylic bone cement. *Clin Orthop Relat Res*. 1991;264(3):302-8.
103. Kuehn KD. Up-to-date comparison of physical and chemical properties of commercial materials. In: Kuehn KD, editor. *Bone cements*. Berlin: Springer Verlag; 2000. p. 7-20.

104. Kuehn KD, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: composition and properties. *Orthop Clin North Am.* 2005;36(1):17-28, v.
105. Kuehn KD, Ege W, Gopp U. Acrylic bone cements: mechanical and physical properties. *Orthop Clin North Am.* 2005;36(1):29-39, v-vi.
106. Kühn KD. Bone cements. Berlin: Springer-Verlag; 2000.
107. Kurtz SM, Ong KL, Schmier J, Mowat F, Saleh K, Dybvik E, et al. Future clinical and economic impact of revision total hip and knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2007;89 Suppl 3:144-51.
108. Kweon C, McLaren AC, Leon C, McLemore R. Amphotericin B delivery from bone cement increases with porosity but strength decreases. *Clin Orthop Relat Res.* 2011;469(11):3002-7.
109. Kwong FN, Power RA. A comparison of the shrinkage of commercial bone cements when mixed under vacuum. *J Bone Joint Surg Br.* 2006;88(1):120-2.
110. Labitzke R, Paulus M. [Intraoperative measuring of temperature in the surgery of hip during the polymerisation of the bone cement palacos (author's transl)]. *Arch Orthop Unfallchir.* 1974;79(4):341-6.
111. Lautenschlager EP, Marshall GW, Marks KE, Schwartz J, Nelson CL. Mechanical strength of acrylic bone cements impregnated with antibiotics. *J Biomed Mater Res.* 1976;10(6):837-45.
112. Lee AJ, Ling RS, Gheduzzi S, Simon JP, Renfro RJ. Factors affecting the mechanical and viscoelastic properties of acrylic bone cement. *J Mater Sci Mater Med.* 2002;13(8):723-33.
113. Lee AJ, Ling RS, Vangala SS. Some clinically relevant variables affecting the mechanical behaviour of bone cement. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1978;92(1):1-18.

114. Lee S, Jang J, Seong SC, Lee MC. Distraction arthrodesis with intramedullary nail and mixed bone grafting after failed infected total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2012;20(2):346-55.
115. Lewis G. Apparent fracture toughness of acrylic bone cement: effect of test specimen configuration and sterilization method. *Biomaterials.* 1999;20(1):69-78.
116. Lewis G. Properties of antibiotic-loaded acrylic bone cements for use in cemented arthroplasties: a state-of-the-art review. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;89B(2):558-74.
117. Lewis G, Austin GE. Mechanical properties of vacuum-mixed acrylic bone cement. *J Appl Biomater.* 1994;5(4):307-14.
118. Lewis G, Janna S. Estimation of the optimum loading of an antibiotic powder in an acrylic bone cement: gentamicin sulfate in SmartSet HV. *Acta Orthop.* 2006;77(4):622-7.
119. Lewis G, Janna S, Bhattaram A. Influence of the method of blending an antibiotic powder with an acrylic bone cement powder on physical, mechanical, and thermal properties of the cured cement. *Biomaterials.* 2005;26(20):4317-25.
120. Lewis G, Mladsi S. Effect of sterilization method on properties of Palacos R acrylic bone cement. *Biomaterials.* 1998;19(1-3):117-24.
121. Lewis G, van Hooy-Corstjens CS, Bhattaram A, Koole LH. Influence of the radiopacifier in an acrylic bone cement on its mechanical, thermal, and physical properties: barium sulfate-containing cement versus iodine-containing cement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;73(1):77-87.
122. Lidgren L, Bodelind B, Moller J. Bone cement improved by vacuum mixing and chilling. *Acta Orthop Scand.* 1987;58(1):27-32.
123. Love C, Marwin SE, Palestro CJ. Nuclear medicine and the infected joint replacement. *Semin Nucl Med.* 2009;39(1):66-78.

124. MacAvoy MC, Ries MD. The ball and socket articulating spacer for infected total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2005;20(6):757-62.
125. Macmull S, Bartlett W, Miles J, Blunn GW, Pollock RC, Carrington RW, et al. Custom-made hinged spacers in revision knee surgery for patients with infection, bone loss and instability. *Knee*. 2010;17(6):403-6.
126. Mangram AJ, Horan TC, Pearson ML, Silver LC, Jarvis WR. Guideline for Prevention of Surgical Site Infection, 1999. Centers for Disease Control and Prevention (CDC) Hospital Infection Control Practices Advisory Committee. *Am J Infect Control*. 1999;27(2):97-132; quiz 3-4; discussion 96.
127. Masquelet AC, Begue T. The concept of induced membrane for reconstruction of long bone defects. *Orthop Clin North Am*. 2010;41(1):27-37; table of contents.
128. Masri BA, Duncan CP, Beauchamp CP. Long-term elution of antibiotics from bone-cement: an in vivo study using the prosthesis of antibiotic-loaded acrylic cement (PROSTALAC) system. *J Arthroplasty*. 1998;13(3):331-8.
129. Masri BA, Panagiotopoulos KP, Greidanus NV, Garbuz DS, Duncan CP. Cementless two-stage exchange arthroplasty for infection after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2007;22(1):72-8.
130. McDowell A, Patrick S. Evaluation of nonculture methods for the detection of prosthetic hip biofilms. *Clin Orthop Relat Res*. 2005;437(8):74-82.
131. McLaren AC, McLaren SG, Hickmon MK. Sucrose, xylitol, and erythritol increase PMMA permeability for depot antibiotics. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;461(8):60-3.
132. McLaren AC, McLaren SG, McLemore R, Vernon BL. Particle size of fillers affects permeability of polymethylmethacrylate. *Clin Orthop Relat Res*. 2007;461(8):64-7.

133. McLaren AC, McLaren SG, Smeltzer M. Xylitol and glycine fillers increase permeability of PMMA to enhance elution of daptomycin. *Clin Orthop Relat Res.* 2006;451(10):25-8.
134. McLaren AC, Nugent M, Economopoulos K, Kaul H, Vernon BL, McLemore R. Hand-mixed and premixed antibiotic-loaded bone cement have similar homogeneity. *Clin Orthop Relat Res.* 2009;467(7):1693-8.
135. Messick KJ, Miller MA, Damron LA, Race A, Clarke MT, Mann KA. Vacuum-mixing cement does not decrease overall porosity in cemented femoral stems: an in vitro laboratory investigation. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(8):1115-21.
136. Meyer J, Piller G, Spiegel CA, Hetzel S, Squire M. Vacuum-mixing significantly changes antibiotic elution characteristics of commercially available antibiotic-impregnated bone cements. *J Bone Joint Surg Am.* 2011;93(22):2049-56.
137. Mirra JM, Marder RA, Amstutz HC. The pathology of failed total joint arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res.* 1982;170(10):175-83.
138. Morgan PM, Sharkey P, Ghanem E, Parvizi J, Clohisy JC, Burnett RS, et al. The value of intraoperative Gram stain in revision total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 2009;91(9):2124-9.
139. Morimoto S, Futani H, Ogura H, Okayama A, Maruo S. Successful reimplantation of total femoral prosthesis after deep infection. *J Arthroplasty.* 2003;18(2):216-20.
140. Morshed S, Huffman GR, Ries MD. Extended trochanteric osteotomy for 2-stage revision of infected total hip arthroplasty. *J Arthroplasty.* 2005;20(3):294-301.
141. Neut D, van de Belt H, van Horn JR, van der Mei HC, Busscher HJ. The effect of mixing on gentamicin release from polymethylmethacrylate bone cements. *Acta Orthop Scand.* 2003;74(6):670-6.

142. Nicholas MK, Waters MG, Holford KM, Adusei G. Analysis of rheological properties of bone cements. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18(7):1407-12.
143. Nottrott M. Acrylic bone cements: influence of time and environment on physical properties. *Acta Orthop Suppl*. 2010;81(341):1-27.
144. Oga M, Arizono T, Sugioka Y. Inhibition of bacterial adhesion by tobramycin-impregnated PMMA bone cement. *Acta Orthop Scand*. 1992;63(3):301-4.
145. Ong KL, Kurtz SM, Lau E, Bozic KJ, Berry DJ, Parvizi J. Prosthetic joint infection risk after total hip arthroplasty in the Medicare population. *J Arthroplasty*. 2009;24(6 Suppl):105-9.
146. Ortengren U, Wellendorf H, Karlsson S, Ruyter IE. Water sorption and solubility of dental composites and identification of monomers released in an aqueous environment. *J Oral Rehabil*. 2001;28(12):1106-15.
147. Panousis K, Grigoris P, Butcher I, Rana B, Reilly JH, Hamblen DL. Poor predictive value of broad-range PCR for the detection of arthroplasty infection in 92 cases. *Acta Orthop*. 2005;76(3):341-6.
148. Parvizi J, Saleh KJ, Ragland PS, Pour AE, Mont MA. Efficacy of antibiotic-impregnated cement in total hip replacement. *Acta Orthop*. 2008;79(3):335-41.
149. Peersman G, Laskin R, Davis J, Peterson M. Infection in total knee replacement: a retrospective review of 6489 total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*. 2001;392(11):15-23.
150. Pelletier MH, Malisano L, Smitham PJ, Okamoto K, Walsh WR. The compressive properties of bone cements containing large doses of antibiotics. *J Arthroplasty*. 2009;24(3):454-60.
151. Penner MJ, Duncan CP, Masri BA. The in vitro elution characteristics of antibiotic-loaded CMW and Palacos-R bone cements. *J Arthroplasty*. 1999;14(2):209-14.

152. Penner MJ, Masri BA, Duncan CP. Elution characteristics of vancomycin and tobramycin combined in acrylic bone-cement. *J Arthroplasty*. 1996;11(8):939-44.
153. Pérez Mañanes R, Vaquero Martín J, Villanueva Martínez M. Estudio experimental sobre el patrón de penetración del cemento óseo en la artroplastia de rodilla según la técnica de cementación empleada. *Trauma Fund MAPFRE*. 2012;23(1):48-58.
154. Pérez Mañanes R, Vaquero Martín J, Villanueva Martínez M. Influencia de la técnica de cementación sobre la calidad del manto de cemento en la artroplastia de rodilla. Estudio experimental sobre un modelo sintético. *Rev esp cir ortop traumatol*. 2011;55(1):39-49.
155. Perez Villar F, Moscoso Gonzalez J, Orán-Espuys J, Rocha Sole M, Fernandez Martinez J. Recambio en un tiempo para la infección periprotésica de la rodilla. *Rev esp cir ortop traumatol*. 2010;54(1):39-43.
156. Persson C, Baleani M, Guandalini L, Tigani D, Viceconti M. Mechanical effects of the use of vancomycin and meropenem in acrylic bone cement. *Acta Orthop*. 2006;77(4):617-21.
157. Picknell B, Mizen L, Sutherland R. Antibacterial activity of antibiotics in acrylic bone cement. *J Bone Joint Surg Br*. 1977;59(3):302-7.
158. Powles JW, Spencer RF, Lovering AM. Gentamicin release from old cement during revision hip arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*. 1998;80(4):607-10.
159. Rao N, Cannella B, Crossett LS, Yates AJ, Jr., McGough R, 3rd. A preoperative decolonization protocol for staphylococcus aureus prevents orthopaedic infections. *Clin Orthop Relat Res*. 2008;466(6):1343-8.
160. Reckling FW, Dillon WL. The bone-cement interface temperature during total joint replacement. *J Bone Joint Surg Am*. 1977;59(1):80-2.
161. Register TNA (The Norwegian Arthroplasty Register). Report 2010.

162. Reinartz P. FDG-PET in patients with painful hip and knee arthroplasty: technical breakthrough or just more of the same. *Q J Nucl Med Mol Imaging*. 2009;53(1):41-50.
163. Ristiniemi J, Lakovaara M, Flinkkila T, Jaloaara P. Staged method using antibiotic beads and subsequent autografting for large traumatic tibial bone loss: 22 of 23 fractures healed after 5-20 months. *Acta Orthop*. 2007;78(4):520-7.
164. Rosenberg AD, Wambold D, Kraemer L, Begley-Keyes M, Zuckerman SL, Singh N, et al. Ensuring appropriate timing of antimicrobial prophylaxis. *J Bone Joint Surg Am*. 2008;90(2):226-32.
165. Ruyter IE, Svendsen SA. Flexural properties of denture base polymers. *J Prosthet Dent*. 1980;43(1):95-104.
166. Sabokbar A AN, Murray DW. Osteolysis induced by radio-opaque agents. In: Walenkamp GHIM MD, editor. *Bone cement and cementing technique*. new york: Springer Verlag; 2001. p. 149-62.
167. Saleh KJ, Thongtrangan I, Schwarz EM. Osteolysis: medical and surgical approaches. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;427(10):138-47.
168. Sanchez-Sotelo J, Berry DJ, Hanssen AD, Cabanela ME. Midterm to long-term followup of staged reimplantation for infected hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2009;467(1):219-24.
169. Schmitt S, Krzypow DJ, Rimnac CM. The effect of moisture absorption on the fatigue crack propagation resistance of acrylic bone cement. *Biomed Tech (Berl)*. 2004;49(3):61-5.
170. Segawa H, Tsukayama DT, Kyle RF, Becker DA, Gustilo RB. Infection after total knee arthroplasty. A retrospective study of the treatment of eighty-one infections. *J Bone Joint Surg Am*. 1999;81(10):1434-45.

171. Shukla SK, Ward JP, Jacofsky MC, Sporer SM, Paprosky WG, Della Valle CJ. Perioperative testing for persistent sepsis following resection arthroplasty of the hip for periprosthetic infection. *J Arthroplasty*. 2010;25(6 Suppl):87-91.
172. Simor AE, Phillips E, McGeer A, Konvalinka A, Loeb M, Devlin HR, et al. Randomized controlled trial of chlorhexidine gluconate for washing, intranasal mupirocin, and rifampin and doxycycline versus no treatment for the eradication of methicillin-resistant *Staphylococcus aureus* colonization. *Clin Infect Dis*. 2007;44(2):178-85.
173. Simpson PM, Dall GF, Breusch SJ, Heisel C. [In vitro elution and mechanical properties of antibiotic-loaded SmartSet HV and Palacos R acrylic bone cements]. *Orthopade*. 2005;34(12):1255-62.
174. Smeds S, Goertzen D, Ivarsson I. Influence of temperature and vacuum mixing on bone cement properties. *Clin Orthop Relat Res*. 1997;334(1):326-34.
175. Springer BD, Lee GC, Osmon D, Haidukewych GJ, Hanssen AD, Jacofsky DJ. Systemic safety of high-dose antibiotic-loaded cement spacers after resection of an infected total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2004(427):47-51.
176. Struik LCE. Physical aging in amorphous polymers and other materials. Co. ESP, editor. New York 1978.
177. Stumpe KD, Notzli HP, Zanetti M, Kamel EM, Hany TF, Gorres GW, et al. FDG PET for differentiation of infection and aseptic loosening in total hip replacements: comparison with conventional radiography and three-phase bone scintigraphy. *Radiology*. 2004;231(2):333-41.
178. Sullivan SJ, Topoleski LD. Influence of initial component temperature on the apparent viscosity and handling characteristics of acrylic (PMMA) bone cement. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2007;81(1):224-30.
179. Tehranzadeh J, Gubernick I, Blaha D. Prospective study of sequential technetium-99m phosphate and gallium imaging in painful hip prostheses (comparison of diagnostic modalities). *Clin Nucl Med*. 1988;13(4):229-36.

180. Thonse R, Conway J. Antibiotic cement-coated interlocking nail for the treatment of infected nonunions and segmental bone defects. *J Orthop Trauma*. 2007;21(4):258-68.
181. Toksvig-Larsen S, Franzen H, Ryd L. Cement interface temperature in hip arthroplasty. *Acta Orthop Scand*. 1991;62(2):102-5.
182. Toulson C, Walcott-Sapp S, Hur J, Salvati E, Bostrom M, Brause B, et al. Treatment of infected total hip arthroplasty with a 2-stage reimplantation protocol: update on "our institution's" experience from 1989 to 2003. *J Arthroplasty*. 2009;24(7):1051-60.
183. Trampuz A, Piper KE, Jacobson MJ, Hanssen AD, Unni KK, Osmon DR, et al. Sonication of removed hip and knee prostheses for diagnosis of infection. *N Engl J Med*. 2007;357(7):654-63.
184. Unemori M, Matsuya Y, Matsuya S, Akashi A, Akamine A. Water absorption of poly(methyl methacrylate) containing 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride. *Biomaterials*. 2003;24(8):1381-7.
185. Vallo CI, Abraham GA, Cuadrado TR, San Roman J. Influence of cross-linked PMMA beads on the mechanical behavior of self-curing acrylic cements. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2004;70(2):407-16.
186. van de Belt H, Neut D, Schenk W, van Horn JR, van der Mei HC, Busscher HJ. Gentamicin release from polymethylmethacrylate bone cements and *Staphylococcus aureus* biofilm formation. *Acta Orthop Scand*. 2000;71(6):625-9.
187. Vidalain JP. Twenty-year results of the cementless Corail stem. *Int Orthop*. 2011;35(2):189-94.
188. Villanueva M, Ríos A, Chana F, Pereiro J, Fahandezh-Saddid H, García-Lechuz J, et al. Tratamiento en dos tiempos de la artroplastia total de rodilla infectada: estudio comparativo entre dos tipos de espaciadores. *Rev Ortop Traumatol*. 2005;49:346-57.

189. Villanueva M, Rios A, Pereiro J, Chana F, Fahandez-Saddi H. Hand-made articulating spacers for infected total knee arthroplasty: a technical note. *Acta Orthop*. 2006;77(2):329-32.
190. Volin SJ, Hinrichs SH, Garvin KL. Two-stage reimplantation of total joint infections: a comparison of resistant and non-resistant organisms. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;427(10):94-100.
191. Webb JC, Spencer RF. The role of polymethylmethacrylate bone cement in modern orthopaedic surgery. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(7):851-7.
192. Widmer AF. New developments in diagnosis and treatment of infection in orthopedic implants. *Clin Infect Dis*. 2001;33 Suppl 2:S94-106.
193. Wilkinson JM, Eveleigh R, Hamer AJ, Milne A, Miles AW, Stockley I. Effect of mixing technique on the properties of acrylic bone-cement: a comparison of syringe and bowl mixing systems. *J Arthroplasty*. 2000;15(5):663-7.
194. Windsor RE, Bono JV. Infected Total Knee Replacements. *J Am Acad Orthop Surg*. 1994;2(1):44-53.
195. Wininger DA, Fass RJ. Antibiotic-impregnated cement and beads for orthopedic infections. *Antimicrob Agents Chemother*. 1996;40(12):2675-9.
196. Winkler H, Stoiber A, Kaudela K, Winter F, Menschik F. One stage uncemented revision of infected total hip replacement using cancellous allograft bone impregnated with antibiotics. *J Bone Joint Surg Br*. 2008;90(12):1580-4.
197. Zalavras CG, Patzakis MJ, Holtom P. Local antibiotic therapy in the treatment of open fractures and osteomyelitis. *Clin Orthop Relat Res*. 2004;427(10):86-93.
198. Zhuang H, Duarte PS, Pourdehnad M, Maes A, Van Acker F, Shnier D, et al. The promising role of 18F-FDG PET in detecting infected lower limb prosthesis implants. *J Nucl Med*. 2001;42(1):44-8.

199. Zimmerli W, Trampuz A, Ochsner PE. Prosthetic-joint infections. *N Engl J Med*. 2004;351(16):1645-54.

8 ANEXO I (Tablas)

8.1 DATOS DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN SECO

Desgaste en seco									
				Desviación típica	Error	Intervalo de confianza		Mínimo	Máximo
						para la media al 95%			
						N	Media		
Ancho pista (mm)	1	3	1,3247	0,0828	0,0478	1,119	1,5304	1,236	1,4
	2	3	1,3441	0,189	0,1091	0,8745	1,8137	1,137	1,507
	3	3	1,2053	0,0211	0,0122	1,153	1,2577	1,181	1,218
	4	3	1,6158	0,1062	0,0613	1,3519	1,8796	1,494	1,689
	5	3	1,4693	0,0015	0,0009	1,4655	1,4731	1,468	1,471
	6	3	1,5358	0,0511	0,0295	1,4089	1,6627	1,478	1,574
	Total	18	1,4158	0,1643	0,0387	1,3341	1,4975	1,137	1,689
Semi-ancho de pista (mm)	1	3	0,6623	0,0414	0,0239	0,5595	0,7652	0,618	0,7
	2	3	0,6721	0,0945	0,0546	0,4373	0,9068	0,569	0,754
	3	3	0,6027	0,0105	0,0061	0,5765	0,6289	0,591	0,609
	4	3	0,8079	0,0531	0,0307	0,676	0,9398	0,747	0,845
	5	3	0,7347	0,0008	0,0004	0,7328	0,7366	0,734	0,736
	6	3	0,7679	0,0255	0,0148	0,7044	0,8314	0,739	0,787
	Total	18	0,7079	0,0821	0,0194	0,6671	0,7488	0,569	0,845
Ángulo	1	3	0,1106	0,0069	0,004	0,0934	0,1279	0,103	0,117
	2	3	0,1123	0,0158	0,0092	0,0729	0,1516	0,095	0,126
	3	3	0,1006	0,0018	0,001	0,0962	0,105	0,099	0,102
	4	3	0,1351	0,0089	0,0052	0,1129	0,1573	0,125	0,141
	5	3	0,1228	0,0001	0,0001	0,1224	0,1231	0,123	0,123
	6	3	0,1283	0,0043	0,0025	0,1177	0,139	0,123	0,132
	Total	18	0,1183	0,0138	0,0032	0,1114	0,1251	0,095	0,141
Altura, h (mm)	1	3	5,9632	0,0046	0,0026	5,9519	5,9746	5,959	5,968
	2	3	5,9617	0,0104	0,006	5,9359	5,9876	5,952	5,973
	3	3	5,9697	0,0011	0,0006	5,967	5,9723	5,969	5,971
	4	3	5,9452	0,0071	0,0041	5,9276	5,9628	5,94	5,953
	5	3	5,9549	0,0001	0,0001	5,9546	5,9551	5,955	5,955
	6	3	5,9506	0,0033	0,0019	5,9425	5,9587	5,948	5,954
	Total	18	5,9576	0,0097	0,0023	5,9527	5,9624	5,94	5,973
Área triángulo	1	3	3,9495	0,2439	0,1408	3,3436	4,5555	3,688	4,171

(mm2)	2	3	4,006	0,5568	0,3215	2,6228	5,3891	3,396	4,486
	3	3	3,5977	0,0623	0,036	3,443	3,7524	3,526	3,635
	4	3	4,8028	0,3102	0,1791	4,0322	5,5735	4,447	5,018
	5	3	4,3748	0,0045	0,0026	4,3637	4,386	4,371	4,38
	6	3	4,5694	0,1496	0,0863	4,1979	4,9409	4,399	4,68
	Total	18	4,2167	0,4826	0,1138	3,9767	4,4567	3,396	5,018
Área sector (mm2)	1	3	3,9822	0,2499	0,1443	3,3613	4,6031	3,715	4,21
	2	3	4,0412	0,5705	0,3294	2,6239	5,4584	3,416	4,534
	3	3	3,6221	0,0636	0,0367	3,4642	3,78	3,549	3,66
	4	3	4,8622	0,3215	0,1856	4,0636	5,6609	4,494	5,085
	5	3	4,4191	0,0046	0,0027	4,4076	4,4306	4,415	4,424
	6	3	4,62	0,1545	0,0892	4,2362	5,0039	4,444	4,735
	Total	18	4,2578	0,4963	0,117	4,011	4,5046	3,416	5,085
Área segmento (mm2)	1	3	0,0327	0,006	0,0035	0,0177	0,0476	0,026	0,038
	2	3	0,0352	0,0138	0,008	0,001	0,0694	0,02	0,048
	3	3	0,0244	0,0013	0,0007	0,0213	0,0276	0,023	0,025
	4	3	0,0594	0,0113	0,0065	0,0315	0,0874	0,047	0,067
	5	3	0,0443	0,0001	0,0001	0,0439	0,0446	0,044	0,044
	6	3	0,0507	0,005	0,0029	0,0383	0,063	0,045	0,054
	Total	18	0,0411	0,0138	0,0032	0,0343	0,048	0,02	0,067
Diámetro externo (mm)	1	3	19,1307	0,1661	0,0959	18,718	19,5433	19,015	19,321
	2	3	20,077	0,57	0,3291	18,661	21,493	19,734	20,735
	3	3	17,5923	0,7772	0,4487	15,6617	19,523	16,744	18,27
	4	3	20,048	0,5242	0,3027	18,7457	21,3503	19,728	20,653
	5	3	17,1217	0,0982	0,0567	16,8778	17,3655	17,064	17,235
	6	3	18,461	1,4594	0,8426	14,8357	22,0863	16,895	19,783
	Total	18	18,7384	1,3226	0,3117	18,0807	19,3962	16,744	20,735
Radio de giro (mm)	1	3	9,2342	0,0853	0,0492	9,0224	9,446	9,158	9,326
	2	3	9,7025	0,2805	0,162	9,0056	10,3993	9,49	10,021
	3	3	8,4948	0,3836	0,2215	7,542	9,4477	8,077	8,831
	4	3	9,6201	0,2537	0,1465	8,9898	10,2503	9,442	9,911
	5	3	8,1935	0,0487	0,0281	8,0725	8,3145	8,165	8,25
	6	3	8,8466	0,7172	0,4141	7,065	10,6282	8,078	9,498
	Total	18	9,0153	0,6512	0,1535	8,6914	9,3391	8,077	10,021
Volumen del toro (mm3)	1	3	6561,9052	60,5922	34,9829	6411,3858	6712,4246	6507,425	6627,163
	2	3	6894,6885	199,3468	115,0929	6399,4836	7389,8934	6743,822	7120,683
	3	3	6036,5264	272,5722	157,3696	5359,4195	6713,6333	5739,432	6275,055
	4	3	6836,1223	180,2889	104,0898	6388,2598	7283,9847	6709,357	7042,515
	5	3	5822,3955	34,6177	19,9865	5736,4003	5908,3906	5802,143	5862,367

	6	3	6286,4643	509,6412	294,2415	5020,4452	7552,4833	5740,379	6749,447
	Total	18	6406,3504	462,7824	109,0789	6176,2141	6636,4866	5739,432	7120,683
Volumen perdido (mm3)	1	3	1,8942	0,3433	0,1982	1,0415	2,7469	1,524	2,202
	2	3	2,144	0,8268	0,4774	0,0901	4,1979	1,234	2,85
	3	3	1,3048	0,1235	0,0713	0,9979	1,6118	1,164	1,397
	4	3	3,5947	0,7057	0,4074	1,8417	5,3477	2,78	4,008
	5	3	2,2785	0,0205	0,0118	2,2277	2,3293	2,264	2,302
	6	3	2,8312	0,4941	0,2853	1,6037	4,0587	2,285	3,247
	Total	18	2,3412	0,8576	0,2021	1,9148	2,7677	1,164	4,008
Desgaste (mm3/Nm) x10[^](-4)	1	3	0,1263	0,0229	0,0132	0,0694	0,1831	0,102	0,147
	2	3	0,1429	0,0551	0,0318	0,006	0,2799	0,082	0,19
	3	3	0,087	0,0082	0,0048	0,0665	0,1075	0,078	0,093
	4	3	0,2396	0,047	0,0272	0,1228	0,3565	0,185	0,267
	5	3	0,1519	0,0014	0,0008	0,1485	0,1553	0,151	0,153
	6	3	0,1888	0,0329	0,019	0,1069	0,2706	0,152	0,216
	Total	18	0,1561	0,0572	0,0135	0,1277	0,1845	0,078	0,267
Coefficiente Rozamiento	1	3	0,61	0,02646	0,01528	0,5443	0,6757	0,58	0,63
	2	3	0,63	0,23431	0,13528	0,0479	1,2121	0,48	0,9
	3	3	0,7233	0,07234	0,04177	0,5436	0,903	0,64	0,77
	4	3	0,6467	0,1193	0,06888	0,3503	0,943	0,51	0,73
	5	3	0,7167	0,05774	0,03333	0,5732	0,8601	0,65	0,75
	6	3	0,6867	0,17098	0,09871	0,2619	1,1114	0,49	0,8
	Total	18	0,6689	0,12087	0,02849	0,6088	0,729	0,48	0,9

Tabla 18: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en medio seco

8.2 DATOS DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN HÚMEDO

Desgaste en húmedo									
		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza		Mínimo	Máximo
						para la media al 95%			
						Límite inferior	Límite superior		
Ancho pista (mm)	1	3	1,0252	0,0151	0,0087	0,9877	1,0627	1,0120	1,0420
	2	3	1,6036	0,0417	0,0241	1,5001	1,7071	1,5580	1,6390
	3	3	0,8628	0,0139	0,0080	0,8284	0,8972	0,8490	0,8770
	4	3	1,1959	0,0269	0,0155	1,1292	1,2626	1,1660	1,2170
	5	3	1,0188	0,1035	0,0598	0,7616	1,2760	0,9170	1,1240
	6	3	1,0786	0,0417	0,0241	0,9751	1,1822	1,0370	1,1210
	Total	18	1,1308	0,2436	0,0574	1,0097	1,2519	0,8490	1,6390
Semi-ancho de pista (mm)	1	3	0,5126	0,0075	0,0044	0,4939	0,5314	0,5060	0,5210
	2	3	0,8018	0,0208	0,0120	0,7500	0,8535	0,7790	0,8200
	3	3	0,4314	0,0069	0,0040	0,4142	0,4486	0,4250	0,4390
	4	3	0,5979	0,0134	0,0078	0,5646	0,6313	0,5830	0,6090
	5	3	0,5094	0,0518	0,0299	0,3808	0,6380	0,4580	0,5620
	6	3	0,5393	0,0208	0,0120	0,4876	0,5911	0,5190	0,5600
	Total	18	0,5654	0,1218	0,0287	0,5048	0,6260	0,4250	0,8200
Ángulo	1	3	0,0855	0,0013	0,0007	0,0824	0,0887	0,0840	0,0870
	2	3	0,1340	0,0035	0,0020	0,1253	0,1427	0,1300	0,1370
	3	3	0,0720	0,0012	0,0007	0,0691	0,0748	0,0710	0,0730
	4	3	0,0998	0,0022	0,0013	0,0942	0,1054	0,0970	0,1020
	5	3	0,0850	0,0087	0,0050	0,0635	0,1065	0,0760	0,0940
	6	3	0,0900	0,0035	0,0020	0,0814	0,0987	0,0870	0,0940
	Total	18	0,0944	0,0204	0,0048	0,0842	0,1046	0,0710	0,1370
Altura, h (mm)	1	3	5,9781	0,0006	0,0004	5,9765	5,9797	5,9770	5,9790
	2	3	5,9462	0,0028	0,0016	5,9392	5,9531	5,9440	5,9490
	3	3	5,9845	0,0005	0,0003	5,9832	5,9857	5,9840	5,9850
	4	3	5,9701	0,0013	0,0008	5,9668	5,9734	5,9690	5,9720
	5	3	5,9782	0,0044	0,0026	5,9672	5,9892	5,9740	5,9820
	6	3	5,9757	0,0019	0,0011	5,9710	5,9804	5,9740	5,9780
	Total	18	5,9721	0,0129	0,0030	5,9657	5,9785	5,9440	5,9850
Área triángulo	1	3	3,0644	0,0448	0,0259	2,9532	3,1757	3,0250	3,1130
	2	3	4,7675	0,1216	0,0702	4,4653	5,0696	4,6330	4,8710

(mm2)	3	3	2,5816	0,0412	0,0238	2,4792	2,6840	2,5420	2,6240
	4	3	3,5698	0,0794	0,0458	3,3726	3,7669	3,4800	3,6320
	5	3	3,0451	0,3072	0,1774	2,2820	3,8082	2,7420	3,3560
	6	3	3,2228	0,1235	0,0713	2,9160	3,5295	3,1000	3,3470
	Total	18	3,3752	0,7184	0,1693	3,0179	3,7324	2,5420	4,8710
Área sector (mm2)	1	3	3,0794	0,0454	0,0262	2,9665	3,1923	3,0400	3,1290
	2	3	4,8251	0,1261	0,0728	4,5119	5,1384	4,6860	4,9320
	3	3	2,5906	0,0417	0,0241	2,4871	2,6941	2,5500	2,6330
	4	3	3,5936	0,0810	0,0467	3,3925	3,7947	3,5030	3,6570
	5	3	3,0601	0,3117	0,1800	2,2857	3,8344	2,7530	3,3760
	6	3	3,2403	0,1255	0,0725	2,9285	3,5521	3,1160	3,3670
	Total	18	3,3982	0,7349	0,1732	3,0327	3,7636	2,5500	4,9320
Área segmento (mm2)	1	3	0,0150	0,0007	0,0004	0,0134	0,0167	0,0140	0,0160
	2	3	0,0577	0,0045	0,0026	0,0466	0,0688	0,0530	0,0610
	3	3	0,0089	0,0004	0,0002	0,0079	0,0100	0,0090	0,0090
	4	3	0,0239	0,0016	0,0009	0,0199	0,0278	0,0220	0,0250
	5	3	0,0150	0,0045	0,0026	0,0038	0,0263	0,0110	0,0200
	6	3	0,0175	0,0020	0,0012	0,0125	0,0226	0,0160	0,0200
	Total	18	0,0230	0,0167	0,0039	0,0147	0,0313	0,0090	0,0610
Diámetro externo (mm)	1	3	19,0580	0,0560	0,0323	18,9189	19,1971	18,9940	19,0980
	2	3	17,6253	0,2196	0,1268	17,0798	18,1709	17,3720	17,7620
	3	3	17,9427	0,8825	0,5095	15,7505	20,1349	17,1050	18,8640
	4	3	19,3300	0,1342	0,0775	18,9966	19,6634	19,2380	19,4840
	5	3	18,1177	1,1358	0,6557	15,2962	20,9391	17,0070	19,2770
	6	3	18,2973	0,9396	0,5425	15,9633	20,6313	17,3640	19,2430
	Total	18	18,3952	0,8621	0,2032	17,9665	18,8239	17,0070	19,4840
Radio de giro (mm)	1	3	9,2727	0,0270	0,0156	9,2056	9,3398	9,2420	9,2890
	2	3	8,4118	0,1180	0,0681	8,1187	8,7049	8,2760	8,4920
	3	3	8,7556	0,4378	0,2528	7,6681	9,8431	8,3400	9,2130
	4	3	9,3660	0,0662	0,0382	9,2016	9,5305	9,3150	9,4410
	5	3	8,8041	0,5420	0,3129	7,4577	10,1506	8,2740	9,3580
	6	3	8,8790	0,4594	0,2652	7,7379	10,0201	8,4230	9,3410
	Total	18	8,9149	0,4407	0,1039	8,6957	9,1340	8,2740	9,4410
Volumen del toro (mm3)	1	3	6589,2835	19,1984	11,0842	6541,5920	6636,9750	6567,1160	6600,5740
	2	3	5977,5062	83,8426	48,4066	5769,2295	6185,7828	5881,1990	6034,2170
	3	3	6221,8578	311,0911	179,6085	5449,0648	6994,6509	5926,6180	6546,6860
	4	3	6655,6072	47,0360	27,1562	6538,7633	6772,4511	6619,1690	6708,7060
	5	3	6256,3225	385,1598	222,3721	5299,5325	7213,1125	5879,8370	6649,6060
	6	3	6309,5256	326,4283	188,4635	5498,6327	7120,4185	5985,2440	6638,0590

	Total	18	6335,0171	313,1676	73,8143	6179,2826	6490,7517	5879,8370	6708,7060
Volumen perdido (mm³)	1	3	0,8743	0,0395	0,0228	0,7762	0,9724	0,8420	0,9180
	2	3	3,0456	0,2031	0,1173	2,5410	3,5502	2,8150	3,1980
	3	3	0,4925	0,0485	0,0280	0,3722	0,6129	0,4470	0,5430
	4	3	1,4035	0,0947	0,0547	1,1682	1,6389	1,2950	1,4700
	5	3	0,8414	0,3038	0,1754	0,0866	1,5962	0,5570	1,1620
	6	3	0,9816	0,1642	0,0948	0,5736	1,3895	0,8220	1,1500
	Total	18	1,2732	0,8725	0,2057	0,8393	1,7070	0,4470	3,1980
Desgaste (mm³/Nm) x10^{^(-4)}	1	3	0,0583	0,0026	0,0015	0,0518	0,0648	0,0560	0,0610
	2	3	0,2030	0,0135	0,0078	0,1694	0,2367	0,1880	0,2130
	3	3	0,0328	0,0032	0,0019	0,0248	0,0409	0,0300	0,0360
	4	3	0,0936	0,0063	0,0036	0,0779	0,1093	0,0860	0,0980
	5	3	0,0561	0,0203	0,0117	0,0058	0,1064	0,0370	0,0770
	6	3	0,0654	0,0109	0,0063	0,0382	0,0926	0,0550	0,0770
	Total	18	0,0849	0,0582	0,0137	0,0560	0,1138	0,0300	0,2130
Coefficiente Rozamiento	1	3	0,4133	0,0416	0,0240	0,3099	0,5168	0,3800	0,4600
	2	3	0,5833	0,0666	0,0384	0,4179	0,7487	0,5100	0,6400
	3	3	0,3867	0,0802	0,0463	0,1874	0,5859	0,3100	0,4700
	4	3	0,3000	0,0300	0,0173	0,2255	0,3745	0,2700	0,3300
	5	3	0,4133	0,0513	0,0296	0,2859	0,5408	0,3700	0,4700
	6	3	0,4067	0,0208	0,0120	0,3550	0,4584	0,3900	0,4300
	Total	18	0,4172	0,0971	0,0229	0,3689	0,4655	0,2700	0,6400

Tabla 19: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en medio húmedo

8.3 DATOS DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN HÚMEDO TRAS UNA SEMANA EN SUERO

Desgaste en 1 semana en suero									
		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza		Mínimo	Máximo
						para la media al 95%			
						Límite inferior	Límite superior		
Ancho pista (mm)	1	3	0,8327	0,0382	0,0220	0,7379	0,9274	0,7980	0,8730
	2	3	1,0981	0,0227	0,0131	1,0417	1,1545	1,0720	1,1130
	3	3	0,8679	0,0237	0,0137	0,8090	0,9268	0,8480	0,8940
	4	3	1,1092	0,0450	0,0260	0,9975	1,2208	1,0610	1,1500
	5	3	0,7846	0,0317	0,0183	0,7058	0,8633	0,7540	0,8170
	6	3	0,7637	0,0080	0,0046	0,7437	0,7836	0,7560	0,7720
	Total	18	0,9093	0,1478	0,0348	0,8359	0,9828	0,7540	1,1500
Semi-ancho de pista (mm)	1	3	0,4163	0,0191	0,0110	0,3690	0,4637	0,3990	0,4370
	2	3	0,5491	0,0114	0,0066	0,5208	0,5773	0,5360	0,5570
	3	3	0,4339	0,0119	0,0068	0,4045	0,4634	0,4240	0,4470
	4	3	0,5546	0,0225	0,0130	0,4988	0,6104	0,5310	0,5750
	5	3	0,3923	0,0158	0,0092	0,3529	0,4317	0,3770	0,4090
	6	3	0,3818	0,0040	0,0023	0,3719	0,3918	0,3780	0,3860
	Total	18	0,4547	0,0739	0,0174	0,4179	0,4914	0,3770	0,5750
Ángulo	1	3	0,0694	0,0032	0,0018	0,0615	0,0774	0,0670	0,0730
	2	3	0,0916	0,0019	0,0011	0,0869	0,0964	0,0890	0,0930
	3	3	0,0724	0,0020	0,0011	0,0675	0,0773	0,0710	0,0750
	4	3	0,0926	0,0038	0,0022	0,0832	0,1019	0,0890	0,0960
	5	3	0,0654	0,0026	0,0015	0,0589	0,0720	0,0630	0,0680
	6	3	0,0637	0,0007	0,0004	0,0620	0,0654	0,0630	0,0640
	Total	18	0,0759	0,0124	0,0029	0,0697	0,0820	0,0630	0,0960
Altura, h (mm)	1	3	5,9855	0,0013	0,0008	5,9822	5,9888	5,9840	5,9870
	2	3	5,9748	0,0010	0,0006	5,9722	5,9774	5,9740	5,9760
	3	3	5,9843	0,0009	0,0005	5,9821	5,9864	5,9830	5,9850
	4	3	5,9743	0,0021	0,0012	5,9691	5,9794	5,9720	5,9770
	5	3	5,9872	0,0010	0,0006	5,9846	5,9897	5,9860	5,9880
	6	3	5,9878	0,0003	0,0001	5,9872	5,9885	5,9880	5,9880
	Total	18	5,9823	0,0059	0,0014	5,9794	5,9852	5,9720	5,9880

Área triángulo (mm2)	1	3	2,4920	0,1136	0,0656	2,2097	2,7742	2,3880	2,6130
	2	3	3,2805	0,0673	0,0389	3,1133	3,4477	3,2030	3,3260
	3	3	2,5968	0,0706	0,0408	2,4215	2,7722	2,5370	2,6750
	4	3	3,3132	0,1331	0,0769	2,9825	3,6439	3,1710	3,4340
	5	3	2,3486	0,0945	0,0545	2,1139	2,5833	2,2570	2,4450
	6	3	2,2864	0,0239	0,0138	2,2269	2,3458	2,2630	2,3110
	Total	18	2,7196	0,4390	0,1035	2,5013	2,9379	2,2570	3,4340
Área sector (mm2)	1	3	2,5000	0,1147	0,0662	2,2150	2,7850	2,3950	2,6220
	2	3	3,2990	0,0684	0,0395	3,1290	3,4690	3,2200	3,3450
	3	3	2,6060	0,0714	0,0412	2,4287	2,7832	2,5450	2,6840
	4	3	3,3323	0,1354	0,0782	2,9959	3,6687	3,1870	3,4550
	5	3	2,3554	0,0953	0,0550	2,1186	2,5921	2,2620	2,4530
	6	3	2,2926	0,0241	0,0139	2,2327	2,3525	2,2700	2,3180
	Total	18	2,7309	0,4447	0,1048	2,5097	2,9520	2,2620	3,4550
Área segmento (mm2)	1	3	0,0081	0,0011	0,0006	0,0053	0,0108	0,0070	0,0090
	2	3	0,0185	0,0011	0,0007	0,0156	0,0213	0,0170	0,0190
	3	3	0,0091	0,0008	0,0004	0,0072	0,0110	0,0080	0,0100
	4	3	0,0191	0,0023	0,0013	0,0134	0,0248	0,0170	0,0210
	5	3	0,0067	0,0008	0,0005	0,0047	0,0088	0,0060	0,0080
	6	3	0,0062	0,0002	0,0001	0,0057	0,0067	0,0060	0,0060
	Total	18	0,0113	0,0056	0,0013	0,0085	0,0141	0,0060	0,0210
Diámetro externo (mm)	1	3	16,8973	0,1497	0,0864	16,5255	17,2691	16,7840	17,0670
	2	3	18,0993	0,9730	0,5618	15,6822	20,5165	17,0720	19,0070
	3	3	18,8163	0,1446	0,0835	18,4572	19,1755	18,6900	18,9740
	4	3	19,1360	0,1144	0,0661	18,8518	19,4202	19,0410	19,2630
	5	3	16,7457	0,0627	0,0362	16,5899	16,9014	16,7070	16,8180
	6	3	16,7763	0,0171	0,0099	16,7339	16,8188	16,7650	16,7960
	Total	18	17,7452	1,0739	0,2531	17,2111	18,2792	16,7070	19,2630
Radio de giro (mm)	1	3	8,2405	0,0671	0,0387	8,0738	8,4072	8,1850	8,3150
	2	3	8,7751	0,4914	0,2837	7,5544	9,9959	8,2580	9,2360
	3	3	9,1912	0,0753	0,0435	9,0042	9,3782	9,1300	9,2750
	4	3	9,2907	0,0598	0,0345	9,1422	9,4392	9,2330	9,3520
	5	3	8,1767	0,0244	0,0141	8,1160	8,2374	8,1600	8,2050
	6	3	8,1973	0,0069	0,0040	8,1801	8,2144	8,1920	8,2050
	Total	18	8,6453	0,5121	0,1207	8,3906	8,8999	8,1600	9,3520
Volumen del toro (mm3)	1	3	5855,7942	47,6817	27,5290	5737,3464	5974,2420	5816,5330	5908,8530
	2	3	6235,7148	349,2030	201,6125	5368,2463	7103,1832	5867,9930	6562,8530
	3	3	6531,3686	53,4995	30,8880	6398,4684	6664,2688	6487,5280	6590,9810
	4	3	6602,0843	42,4845	24,5284	6496,5469	6707,6217	6561,0760	6645,9050

	5	3	5810,4532	17,3508	10,0175	5767,3515	5853,5550	5798,7680	5830,3900
	6	3	5825,0603	4,9072	2,8332	5812,8701	5837,2504	5821,1520	5830,5670
	Total	18	6143,4126	363,9205	85,7769	5962,4392	6324,3860	5798,7680	6645,9050
Volumen perdido (mm³)	1	3	0,4178	0,0608	0,0351	0,2666	0,5689	0,3650	0,4840
	2	3	1,0154	0,0334	0,0193	0,9324	1,0984	0,9950	1,0540
	3	3	0,5258	0,0415	0,0240	0,4228	0,6289	0,4940	0,5730
	4	3	1,1126	0,1313	0,0758	0,7866	1,4387	0,9700	1,2290
	5	3	0,3462	0,0429	0,0248	0,2396	0,4529	0,3050	0,3910
	6	3	0,3191	0,0103	0,0059	0,2935	0,3446	0,3090	0,3300
	Total	18	0,6228	0,3338	0,0787	0,4568	0,7888	0,3050	1,2290
Desgaste (mm³/Nm) x10^{^(-4)}	1	3	0,0279	0,0041	0,0023	0,0178	0,0379	0,0240	0,0320
	2	3	0,0677	0,0022	0,0013	0,0622	0,0732	0,0660	0,0700
	3	3	0,0351	0,0028	0,0016	0,0282	0,0419	0,0330	0,0380
	4	3	0,0742	0,0088	0,0051	0,0524	0,0959	0,0650	0,0820
	5	3	0,0231	0,0029	0,0017	0,0160	0,0302	0,0200	0,0260
	6	3	0,0213	0,0007	0,0004	0,0196	0,0230	0,0210	0,0220
	Total	18	0,0415	0,0223	0,0052	0,0305	0,0526	0,0200	0,0820
Coefficiente Rozamiento	1	3	0,4533	0,0493	0,0285	0,3308	0,5759	0,4200	0,5100
	2	3	0,5833	0,0322	0,0186	0,5035	0,6632	0,5600	0,6200
	3	3	0,4400	0,0458	0,0265	0,3262	0,5538	0,4000	0,4900
	4	3	0,3733	0,0569	0,0328	0,2321	0,5146	0,3100	0,4200
	5	3	0,6033	0,0058	0,0033	0,5890	0,6177	0,6000	0,6100
	6	3	0,4767	0,1518	0,0876	0,0997	0,8537	0,3400	0,6400
	Total	18	0,4883	0,1033	0,0243	0,4370	0,5397	0,3100	0,6400

Tabla 20: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en 1 semana en medio húmedo.

8.4 DATOS DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN HÚMEDO TRAS UN MES EN SUERO

Desgaste en un mes en medio húmedo									
		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
						Límite inferior	Límite superior		
Ancho pista (mm)	1	3	1,0026	0,0463	0,0268	0,8875	1,1177	0,9530	1,0450
	2	3	1,0170	0,0347	0,0200	0,9308	1,1032	0,9780	1,0430
	3	3	0,7288	0,0091	0,0053	0,7062	0,7514	0,7180	0,7350
	4	3	0,9972	0,0222	0,0128	0,9421	1,0523	0,9720	1,0140
	5	3	0,8086	0,0230	0,0133	0,7514	0,8657	0,7840	0,8290
	6	3	0,9169	0,0485	0,0280	0,7965	1,0373	0,8660	0,9620
	Total	18	0,9118	0,1153	0,0272	0,8545	0,9692	0,7180	1,0450
Semi-ancho de pista (mm)	1	3	0,5013	0,0232	0,0134	0,4437	0,5588	0,4770	0,5230
	2	3	0,5085	0,0174	0,0100	0,4654	0,5516	0,4890	0,5220
	3	3	0,3644	0,0046	0,0026	0,3531	0,3757	0,3590	0,3680
	4	3	0,4986	0,0111	0,0064	0,4711	0,5262	0,4860	0,5070
	5	3	0,4043	0,0115	0,0066	0,3757	0,4328	0,3920	0,4150
	6	3	0,4584	0,0242	0,0140	0,3983	0,5186	0,4330	0,4810
	Total	18	0,4559	0,0576	0,0136	0,4273	0,4846	0,3590	0,5230
Ángulo	1	3	0,0836	0,0039	0,0022	0,0740	0,0933	0,0800	0,0870
	2	3	0,0849	0,0029	0,0017	0,0776	0,0921	0,0820	0,0870
	3	3	0,0608	0,0008	0,0004	0,0589	0,0627	0,0600	0,0610
	4	3	0,0832	0,0019	0,0011	0,0786	0,0878	0,0810	0,0850
	5	3	0,0674	0,0019	0,0011	0,0627	0,0722	0,0650	0,0690
	6	3	0,0765	0,0041	0,0023	0,0664	0,0865	0,0720	0,0800
	Total	18	0,0761	0,0096	0,0023	0,0713	0,0809	0,0600	0,0870
Altura, h (mm)	1	3	5,9790	0,0019	0,0011	5,9742	5,9838	5,9770	5,9810
	2	3	5,9784	0,0015	0,0008	5,9748	5,9820	5,9770	5,9800
	3	3	5,9889	0,0003	0,0002	5,9882	5,9896	5,9890	5,9890
	4	3	5,9792	0,0009	0,0005	5,9770	5,9815	5,9790	5,9800
	5	3	5,9864	0,0008	0,0004	5,9844	5,9883	5,9860	5,9870
	6	3	5,9824	0,0018	0,0011	5,9778	5,9870	5,9810	5,9840
	Total	18	5,9824	0,0043	0,0010	5,9803	5,9845	5,9770	5,9890

Área triángulo (mm2)	1	3	2,9971	0,1376	0,0794	2,6554	3,3388	2,8510	3,1240
	2	3	3,0400	0,1030	0,0595	2,7841	3,2959	2,9230	3,1180
	3	3	2,1823	0,0272	0,0157	2,1149	2,2497	2,1510	2,2010
	4	3	2,9813	0,0658	0,0380	2,8177	3,1449	2,9060	3,0300
	5	3	2,4202	0,0685	0,0396	2,2500	2,5903	2,3460	2,4810
	6	3	2,7426	0,1441	0,0832	2,3846	3,1006	2,5900	2,8770
	Total	18	2,7272	0,3430	0,0809	2,5567	2,8978	2,1510	3,1240
Área sector (mm2)	1	3	3,0112	0,1395	0,0805	2,6647	3,3577	2,8630	3,1400
	2	3	3,0547	0,1045	0,0603	2,7951	3,3143	2,9360	3,1340
	3	3	2,1877	0,0274	0,0158	2,1197	2,2556	2,1560	2,2060
	4	3	2,9951	0,0668	0,0385	2,8293	3,1610	2,9190	3,0450
	5	3	2,4275	0,0691	0,0399	2,2558	2,5992	2,3530	2,4890
	6	3	2,7534	0,1458	0,0842	2,3912	3,1155	2,5990	2,8890
	Total	18	2,7383	0,3468	0,0817	2,5658	2,9107	2,1560	3,1400
Área segmento (mm2)	1	3	0,0141	0,0019	0,0011	0,0093	0,0189	0,0120	0,0160
	2	3	0,0147	0,0015	0,0009	0,0110	0,0183	0,0130	0,0160
	3	3	0,0054	0,0002	0,0001	0,0049	0,0059	0,0050	0,0060
	4	3	0,0138	0,0009	0,0005	0,0116	0,0161	0,0130	0,0140
	5	3	0,0074	0,0006	0,0004	0,0058	0,0089	0,0070	0,0080
	6	3	0,0108	0,0017	0,0010	0,0066	0,0150	0,0090	0,0120
	Total	18	0,0110	0,0038	0,0009	0,0091	0,0129	0,0050	0,0160
Diámetro externo (mm)	1	3	19,0667	0,1100	0,0635	18,7934	19,3400	18,9920	19,1930
	2	3	17,1590	0,1648	0,0951	16,7497	17,5683	17,0200	17,3410
	3	3	18,6983	0,1146	0,0662	18,4136	18,9830	18,5810	18,8100
	4	3	17,0073	0,1413	0,0816	16,6562	17,3584	16,8720	17,1540
	5	3	18,5683	0,1761	0,1017	18,1308	19,0058	18,3650	18,6730
	6	3	17,0580	0,1454	0,0839	16,6969	17,4191	16,8940	17,1710
	Total	18	17,9263	0,8989	0,2119	17,4793	18,3733	16,8720	19,1930
Radio de giro (mm)	1	3	9,2827	0,0536	0,0310	9,1495	9,4159	9,2460	9,3440
	2	3	8,3253	0,0776	0,0448	8,1324	8,5181	8,2660	8,4130
	3	3	9,1670	0,0554	0,0320	9,0293	9,3047	9,1110	9,2220
	4	3	8,2544	0,0715	0,0413	8,0768	8,4319	8,1830	8,3260
	5	3	9,0820	0,0827	0,0477	8,8767	9,2874	8,9870	9,1300
	6	3	8,2998	0,0633	0,0365	8,1426	8,4570	8,2310	8,3550
	Total	18	8,7352	0,4628	0,1091	8,5050	8,9654	8,1830	9,3440
Volumen del toro (mm3)	1	3	6596,3896	38,1015	21,9979	6501,7402	6691,0389	6570,4330	6640,1320
	2	3	5916,0185	55,1556	31,8441	5779,0043	6053,0328	5873,6190	5978,3750
	3	3	6514,1560	39,3876	22,7404	6416,3119	6612,0002	6474,3220	6553,0820
	4	3	5865,6441	50,7806	29,3182	5739,4980	5991,7902	5814,6380	5916,1960

	5	3	6453,7935	58,7383	33,9126	6307,8795	6599,7076	6385,9700	6488,0610
	6	3	5897,9177	44,9770	25,9675	5786,1887	6009,6466	5848,7470	5936,9820
	Total	18	6207,3199	328,9018	77,5229	6043,7609	6370,8789	5814,6380	6640,1320
Volumen perdido (mm³)	1	3	0,8215	0,1123	0,0648	0,5425	1,1005	0,7010	0,9240
	2	3	0,7679	0,0807	0,0466	0,5674	0,9684	0,6750	0,8240
	3	3	0,3101	0,0131	0,0076	0,2776	0,3426	0,2950	0,3180
	4	3	0,7165	0,0465	0,0268	0,6010	0,8320	0,6630	0,7450
	5	3	0,4204	0,0390	0,0225	0,3236	0,5173	0,3780	0,4550
	6	3	0,5627	0,0908	0,0524	0,3371	0,7883	0,4670	0,6470
	Total	18	0,5999	0,2012	0,0474	0,4998	0,6999	0,2950	0,9240
Desgaste (mm³/Nm) x10^{^(-4)}	1	3	0,0548	0,0075	0,0043	0,0362	0,0734	0,0470	0,0620
	2	3	0,0512	0,0054	0,0031	0,0378	0,0646	0,0450	0,0550
	3	3	0,0207	0,0009	0,0005	0,0185	0,0228	0,0200	0,0210
	4	3	0,0478	0,0031	0,0018	0,0401	0,0555	0,0440	0,0500
	5	3	0,0280	0,0026	0,0015	0,0216	0,0345	0,0250	0,0300
	6	3	0,0375	0,0061	0,0035	0,0225	0,0526	0,0310	0,0430
	Total	18	0,0400	0,0134	0,0032	0,0333	0,0467	0,0200	0,0620
Coefficiente Rozamiento	1	3	0,2767	0,0833	0,0481	0,0698	0,4835	0,2100	0,3700
	2	3	0,7000	0,0794	0,0458	0,5028	0,8972	0,6100	0,7600
	3	3	0,3600	0,0794	0,0458	0,1628	0,5572	0,3000	0,4500
	4	3	0,4733	0,0924	0,0533	0,2439	0,7028	0,4200	0,5800
	5	3	0,3567	0,1021	0,0590	0,1029	0,6104	0,2400	0,4300
	6	3	0,5967	0,0322	0,0186	0,5168	0,6765	0,5600	0,6200
	Total	18	0,4606	0,1665	0,0393	0,3778	0,5434	0,2100	0,7600

Tabla 21: Datos de las muestras en el ensayo de desgaste (medios) de cada grupo en 1 mes en medio húmedo.

8.5 DATOS POR GRUPOS EN LAS DIFERENTES CONDICIONES EN EL ENSAYO DE DESGASTE

Grupo			N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Límite inferior	Límite superior	Mín	Máx
1	Ancho pista (mm)	Seco	3	1,325	0,083	0,048	1,119	1,530	1,236	1,400		
		Suero	3	1,025	0,015	0,009	0,988	1,063	1,012	1,042		
		Sem	3	0,833	0,038	0,022	0,738	0,927	0,798	0,873		
		Mes	3	1,003	0,046	0,027	0,887	1,118	0,953	1,045		
		Total	12	1,046	0,190	0,055	0,925	1,167	0,798	1,400		
	Diámetro externo (mm)	Seco	3	19,131	0,166	0,096	18,718	19,543	19,015	19,321		
		Suero	3	19,058	0,056	0,032	18,919	19,197	18,994	19,098		
		Sem	3	16,897	0,150	0,086	16,526	17,269	16,784	17,067		
		Mes	3	19,067	0,110	0,064	18,793	19,340	18,992	19,193		
		Total	12	18,538	0,996	0,287	17,905	19,171	16,784	19,321		
	Desgaste (mm ³ /Nm) x10 ⁻⁴	Seco	3	0,126	0,023	0,013	0,069	0,183	0,102	0,147		
		Suero	3	0,058	0,003	0,002	0,052	0,065	0,056	0,061		
		Sem	3	0,028	0,004	0,002	0,018	0,038	0,024	0,032		
		Mes	3	0,055	0,007	0,004	0,036	0,073	0,047	0,062		
		Total	12	0,067	0,039	0,011	0,042	0,092	0,024	0,147		
	Coeficiente Rozamiento	Seco	3	0,610	0,026	0,015	0,544	0,676	0,580	0,630		
		Suero	3	0,413	0,042	0,024	0,310	0,517	0,380	0,460		
		Sem	3	0,453	0,049	0,028	0,331	0,576	0,420	0,510		
		Mes	3	0,277	0,083	0,048	0,070	0,484	0,210	0,370		
		Total	12	0,438	0,132	0,038	0,354	0,523	0,210	0,630		

Tabla 22: Datos del grupo 1 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste.

Grupo		N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%				
								Mín	Máx	
						Límite inferior	Límite superior			
2	Ancho pista (mm)	Seco	3	1,344	0,189	0,109	0,875	1,814	1,137	1,507
		Suero	3	1,604	0,042	0,024	1,500	1,707	1,558	1,639
		Sem	3	1,098	0,023	0,013	1,042	1,155	1,072	1,113
		Mes	3	1,017	0,035	0,020	0,931	1,103	0,978	1,043
		Total	12	1,266	0,254	0,073	1,104	1,427	0,978	1,639
	Diámetro externo (mm)	Seco	3	20,077	0,570	0,329	18,661	21,493	19,734	20,735
		Suero	3	17,625	0,220	0,127	17,080	18,171	17,372	17,762
		Sem	3	18,099	0,973	0,562	15,682	20,516	17,072	19,007
		Mes	3	17,159	0,165	0,095	16,750	17,568	17,020	17,341
		Total	12	18,240	1,262	0,364	17,438	19,042	17,020	20,735
	Desgaste (mm3/Nm) x10^(-4)	Seco	3	0,143	0,055	0,032	0,006	0,280	0,082	0,190
		Suero	3	0,203	0,014	0,008	0,169	0,237	0,188	0,213
		Sem	3	0,068	0,002	0,001	0,062	0,073	0,066	0,070
		Mes	3	0,051	0,005	0,003	0,038	0,065	0,045	0,055
		Total	12	0,116	0,068	0,020	0,073	0,159	0,045	0,213
	Coeficiente Rozamiento	Seco	3	0,630	0,234	0,135	0,048	1,212	0,480	0,900
		Suero	3	0,583	0,067	0,038	0,418	0,749	0,510	0,640
		Sem	3	0,583	0,032	0,019	0,504	0,663	0,560	0,620
		Mes	3	0,700	0,079	0,046	0,503	0,897	0,610	0,760
		Total	12	0,624	0,121	0,035	0,547	0,701	0,480	0,900

Tabla 23: Datos del grupo 2 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste

Grupo			N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mín	Máx
							Límite inferior	Límite superior		
3	Ancho pista (mm)	Seco	3	1,205	0,021	0,012	1,153	1,258	1,181	1,218
		Suero	3	0,863	0,014	0,008	0,828	0,897	0,849	0,877
		Sem	3	0,868	0,024	0,014	0,809	0,927	0,848	0,894
		Mes	3	0,729	0,009	0,005	0,706	0,751	0,718	0,735
		Total	12	0,916	0,184	0,053	0,799	1,033	0,718	1,218
	Diámetro externo (mm)	Seco	3	17,592	0,777	0,449	15,662	19,523	16,744	18,270
		Suero	3	17,943	0,882	0,510	15,750	20,135	17,105	18,864
		Sem	3	18,816	0,145	0,083	18,457	19,175	18,690	18,974
		Mes	3	18,698	0,115	0,066	18,414	18,983	18,581	18,810
		Total	12	18,262	0,737	0,213	17,794	18,731	16,744	18,974
	Desgaste (mm ³ /Nm) x10 ⁻⁴	Seco	3	0,087	0,008	0,005	0,067	0,107	0,078	0,093
		Suero	3	0,033	0,003	0,002	0,025	0,041	0,030	0,036
		Sem	3	0,035	0,003	0,002	0,028	0,042	0,033	0,038
		Mes	3	0,021	0,001	0,001	0,019	0,023	0,020	0,021
		Total	12	0,044	0,027	0,008	0,027	0,061	0,020	0,093
	Coeficiente Rozamiento	Seco	3	0,723	0,072	0,042	0,544	0,903	0,640	0,770
		Suero	3	0,387	0,080	0,046	0,187	0,586	0,310	0,470
		Sem	3	0,440	0,046	0,026	0,326	0,554	0,400	0,490
		Mes	3	0,360	0,079	0,046	0,163	0,557	0,300	0,450
		Total	12	0,478	0,163	0,047	0,374	0,581	0,300	0,770

Tabla 24: Datos del grupo 3 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste

Grupo		N		Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mín	Máx
							Límite inferior	Límite superior		
4	Ancho pista (mm)	Seco	3	1,616	0,106	0,061	1,352	1,880	1,494	1,689
		Suero	3	1,196	0,027	0,016	1,129	1,263	1,166	1,217
		Sem	3	1,109	0,045	0,026	0,998	1,221	1,061	1,150
		Mes	3	0,997	0,022	0,013	0,942	1,052	0,972	1,014
		Total	12	1,230	0,250	0,072	1,071	1,388	0,972	1,689
	Diámetro externo (mm)	Seco	3	20,048	0,524	0,303	18,746	21,350	19,728	20,653
		Suero	3	19,330	0,134	0,077	18,997	19,663	19,238	19,484
		Sem	3	19,136	0,114	0,066	18,852	19,420	19,041	19,263
		Mes	3	17,007	0,141	0,082	16,656	17,358	16,872	17,154
		Total	12	18,880	1,209	0,349	18,112	19,648	16,872	20,653
	Desgaste (mm ³ /Nm) x10 ⁻⁴	Seco	3	0,240	0,047	0,027	0,123	0,357	0,185	0,267
		Suero	3	0,094	0,006	0,004	0,078	0,109	0,086	0,098
		Sem	3	0,074	0,009	0,005	0,052	0,096	0,065	0,082
		Mes	3	0,048	0,003	0,002	0,040	0,055	0,044	0,050
		Total	12	0,114	0,080	0,023	0,063	0,165	0,044	0,267
	Coeficiente Rozamiento	Seco	3	0,647	0,119	0,069	0,350	0,943	0,510	0,730
		Suero	3	0,300	0,030	0,017	0,226	0,375	0,270	0,330
		Sem	3	0,373	0,057	0,033	0,232	0,515	0,310	0,420
		Mes	3	0,473	0,092	0,053	0,244	0,703	0,420	0,580
		Total	12	0,448	0,153	0,044	0,351	0,545	0,270	0,730

Tabla 25: Datos del grupo 4 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste

Grupo			N	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mín	Máx
							Límite inferior	Límite superior		
5	Ancho pista (mm)	Seco	3	1,469	0,002	0,001	1,466	1,473	1,468	1,471
		Suero	3	1,019	0,104	0,060	0,762	1,276	0,917	1,124
		Sem	3	0,785	0,032	0,018	0,706	0,863	0,754	0,817
		Mes	3	0,809	0,023	0,013	0,751	0,866	0,784	0,829
		Total	12	1,020	0,291	0,084	0,836	1,205	0,754	1,471
	Diámetro externo (mm)	Seco	3	17,122	0,098	0,057	16,878	17,366	17,064	17,235
		Suero	3	18,118	1,136	0,656	15,296	20,939	17,007	19,277
		Sem	3	16,746	0,063	0,036	16,590	16,901	16,707	16,818
		Mes	3	18,568	0,176	0,102	18,131	19,006	18,365	18,673
		Total	12	17,638	0,912	0,263	17,059	18,218	16,707	19,277
	Desgaste (mm ³ /Nm) x10 ⁻⁴	Seco	3	0,152	0,001	0,001	0,149	0,155	0,151	0,153
		Suero	3	0,056	0,020	0,012	0,006	0,106	0,037	0,077
		Sem	3	0,023	0,003	0,002	0,016	0,030	0,020	0,026
		Mes	3	0,028	0,003	0,002	0,022	0,034	0,025	0,030
		Total	12	0,065	0,055	0,016	0,030	0,100	0,020	0,153
	Coeficiente Rozamiento	Seco	3	0,717	0,058	0,033	0,573	0,860	0,650	0,750
		Suero	3	0,413	0,051	0,030	0,286	0,541	0,370	0,470
		Sem	3	0,603	0,006	0,003	0,589	0,618	0,600	0,610
		Mes	3	0,357	0,102	0,059	0,103	0,610	0,240	0,430
		Total	12	0,523	0,161	0,046	0,420	0,625	0,240	0,750

Tabla 26: Datos del grupo 5 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste

Grupo		N	Media	Desvia ción típica	Error típico	Intervalo de confianza						
						para la media al 95%					Mí n	Máx
						Límite inferior		Límite superior				
6	Ancho pista (mm)	Seco	3	1,536	0,051	0,030	1,409	1,663	1,478	1,574		
		Suero	3	1,079	0,042	0,024	0,975	1,182	1,037	1,121		
		Sem	3	0,764	0,008	0,005	0,744	0,784	0,756	0,772		
		Mes	3	0,917	0,048	0,028	0,797	1,037	0,866	0,962		
		Total	12	1,074	0,304	0,088	0,881	1,267	0,756	1,574		
	Diámetro externo (mm)	Seco	3	18,461	1,459	0,843	14,836	22,086	16,895	19,783		
		Suero	3	18,297	0,940	0,542	15,963	20,631	17,364	19,243		
		Sem	3	16,776	0,017	0,010	16,734	16,819	16,765	16,796		
		Mes	3	17,058	0,145	0,084	16,697	17,419	16,894	17,171		
		Total	12	17,648	1,072	0,309	16,967	18,329	16,765	19,783		
	Desgaste (mm3/Nm) x10 [^] (-4)	Seco	3	0,189	0,033	0,019	0,107	0,271	0,152	0,216		
		Suero	3	0,065	0,011	0,006	0,038	0,093	0,055	0,077		
		Sem	3	0,021	0,001	0,000	0,020	0,023	0,021	0,022		
		Mes	3	0,038	0,006	0,003	0,022	0,053	0,031	0,043		
		Total	12	0,078	0,070	0,020	0,034	0,123	0,021	0,216		
	Coeficiente Rozamiento	Seco	3	0,687	0,171	0,099	0,262	1,111	0,490	0,800		
		Suero	3	0,407	0,021	0,012	0,355	0,458	0,390	0,430		
		Sem	3	0,477	0,152	0,088	0,100	0,854	0,340	0,640		
		Mes	3	0,597	0,032	0,019	0,517	0,677	0,560	0,620		
		Total	12	0,542	0,150	0,043	0,447	0,637	0,340	0,800		

Tabla 27: Datos del grupo 6 en las diferentes condiciones en el ensayo de desgaste

9 ANEXO II (Imágenes SEM)

9.1 IMÁGENES DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN SECO

Grupo 1

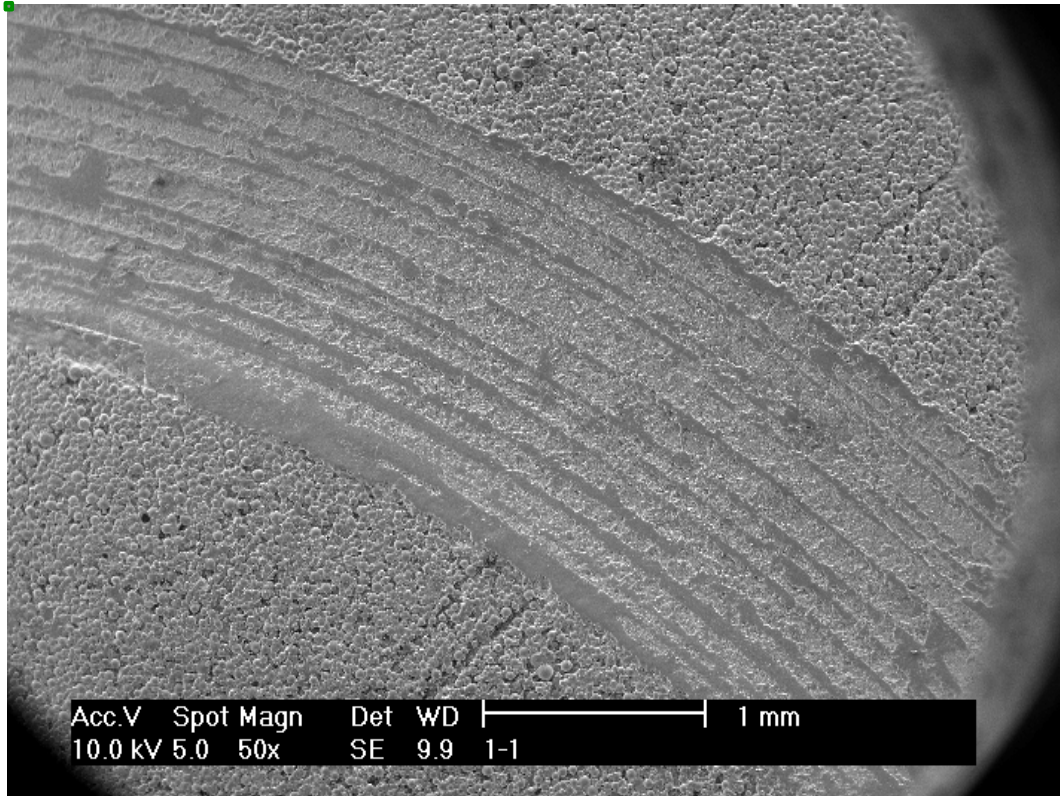


Imagen 1: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en seco a cincuenta aumentos

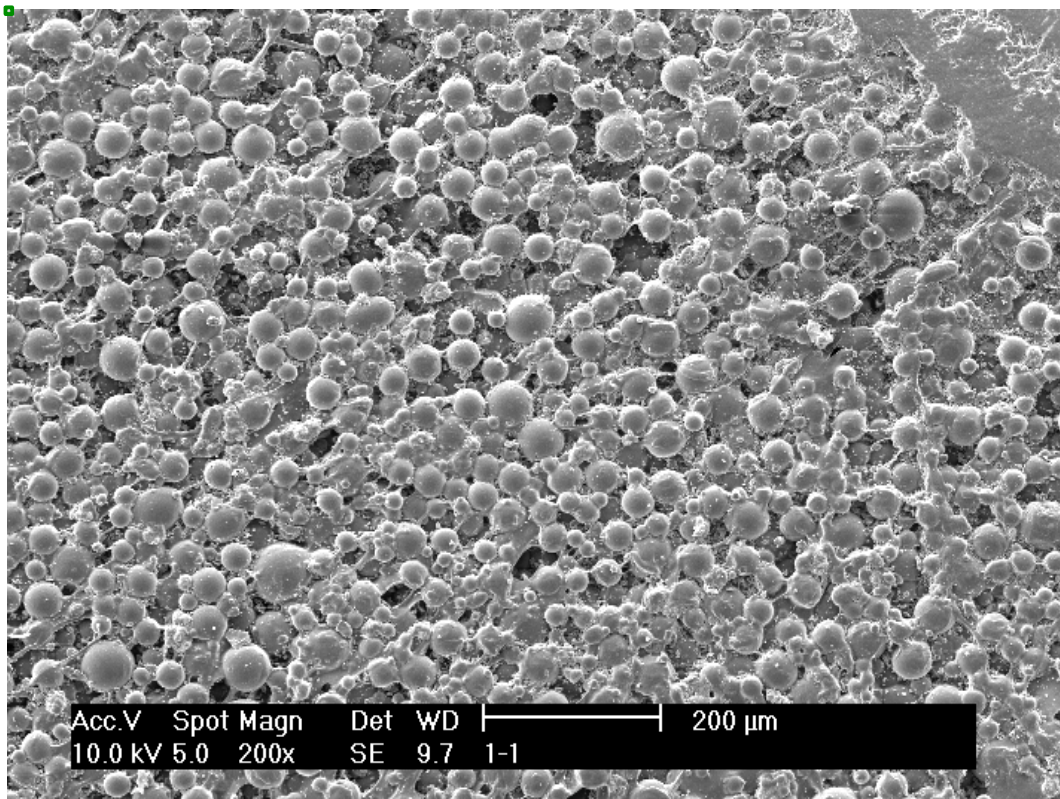


Imagen 2: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en seco a doscientos aumentos

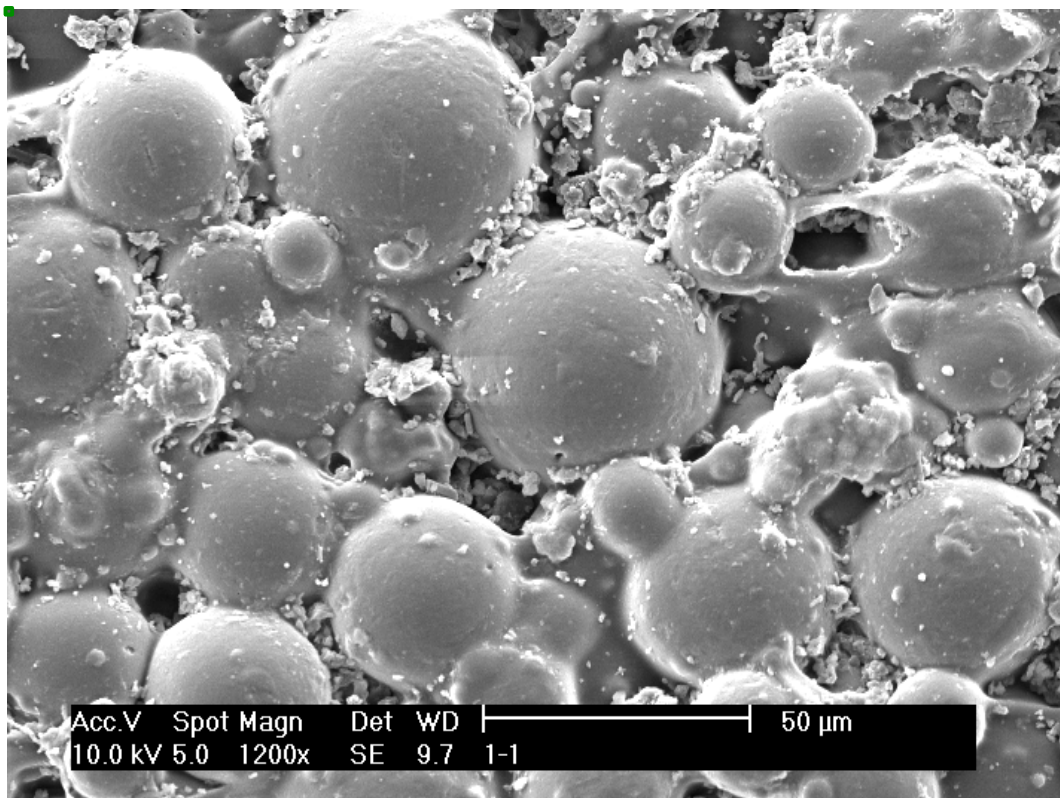


Imagen 3: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en seco a mil doscientos aumentos

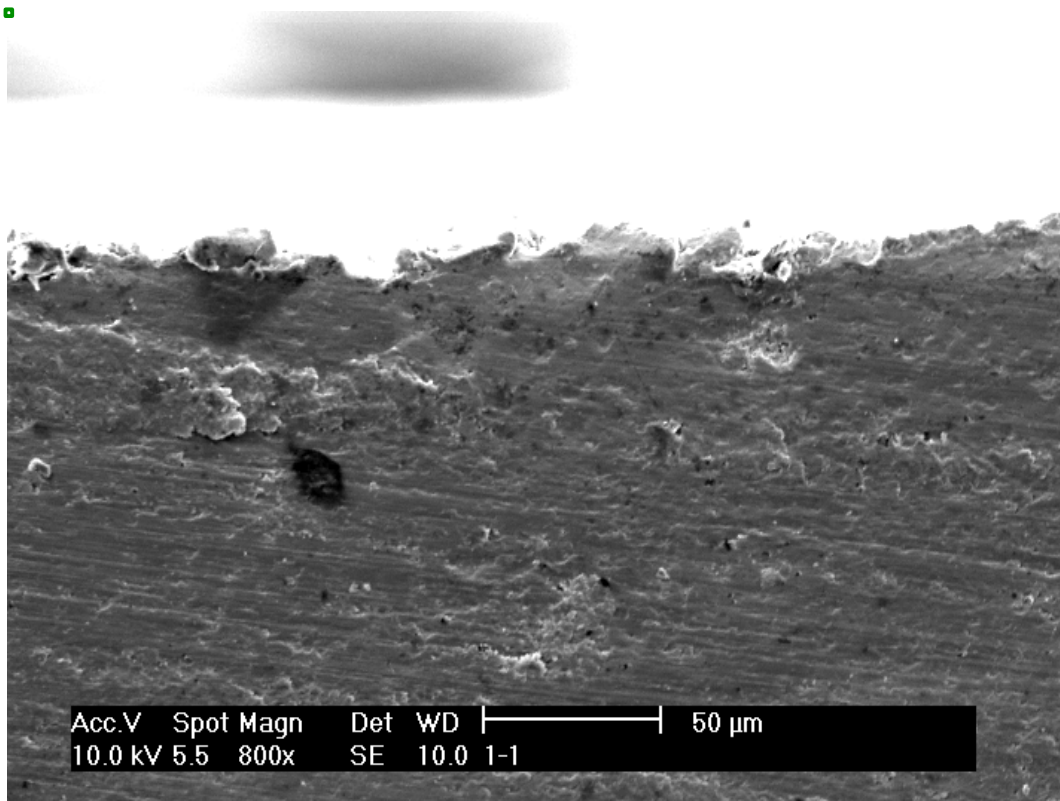


Imagen 4: Corte transversal muestra grupo 1 en seco aumentada a ochocientos aumentos.

Grupo 2

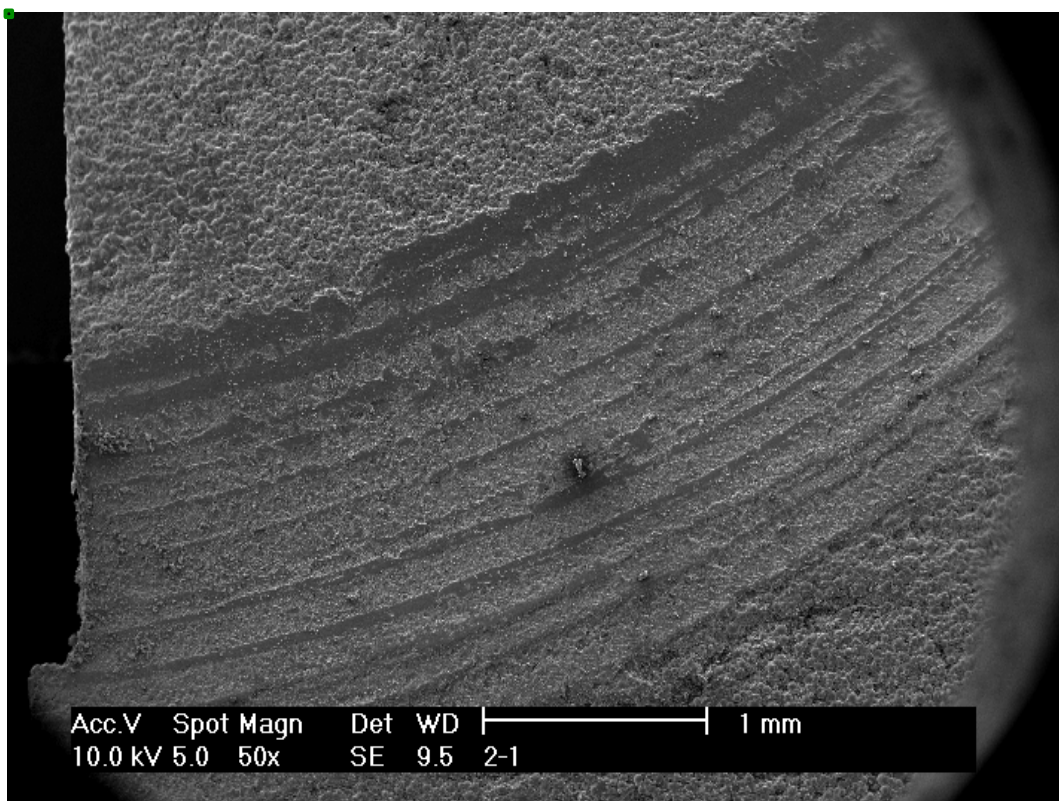


Imagen 5: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en seco a cincuenta aumentos

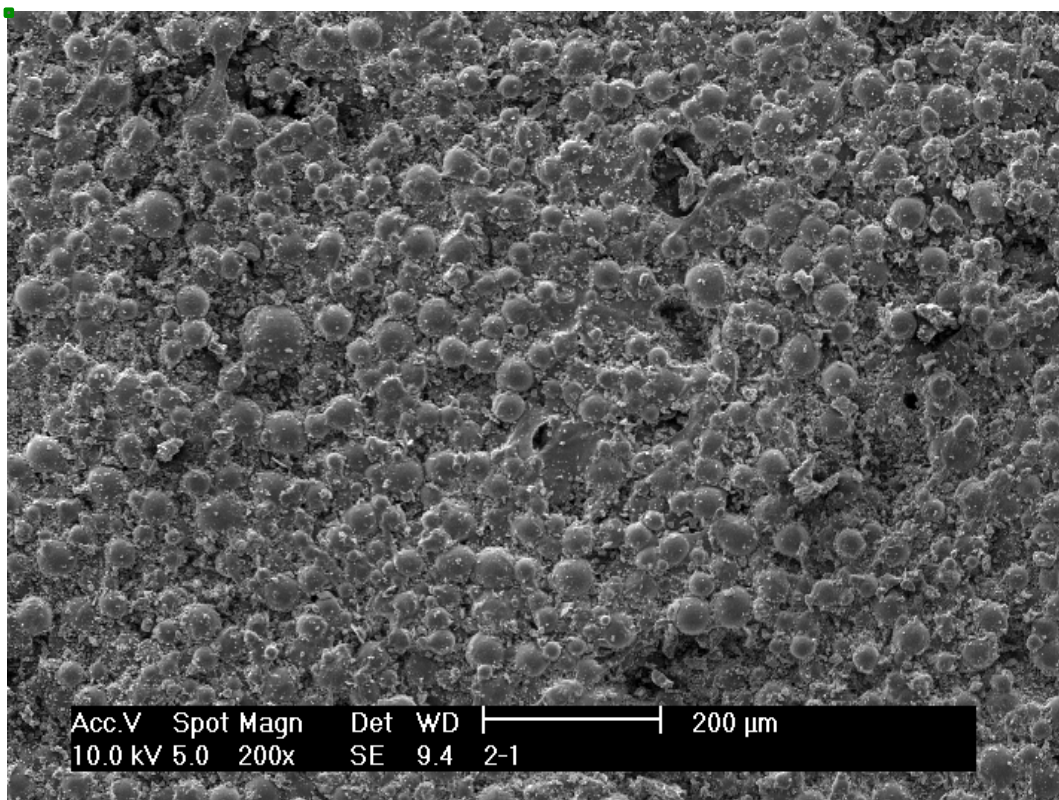


Imagen 6: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en seco a doscientos aumentos

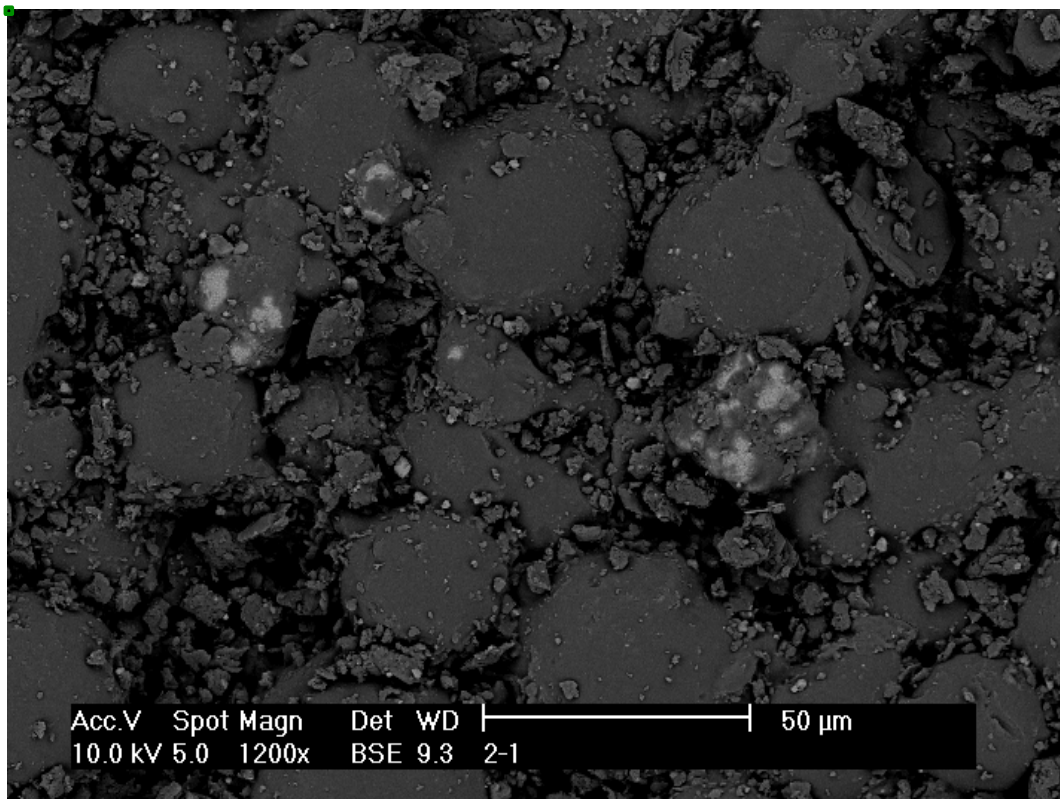


Imagen 7: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en seco a mil doscientos aumentos con técnica BSE (microscopia electrónica de barrido utilizando electrones radiodispersados)

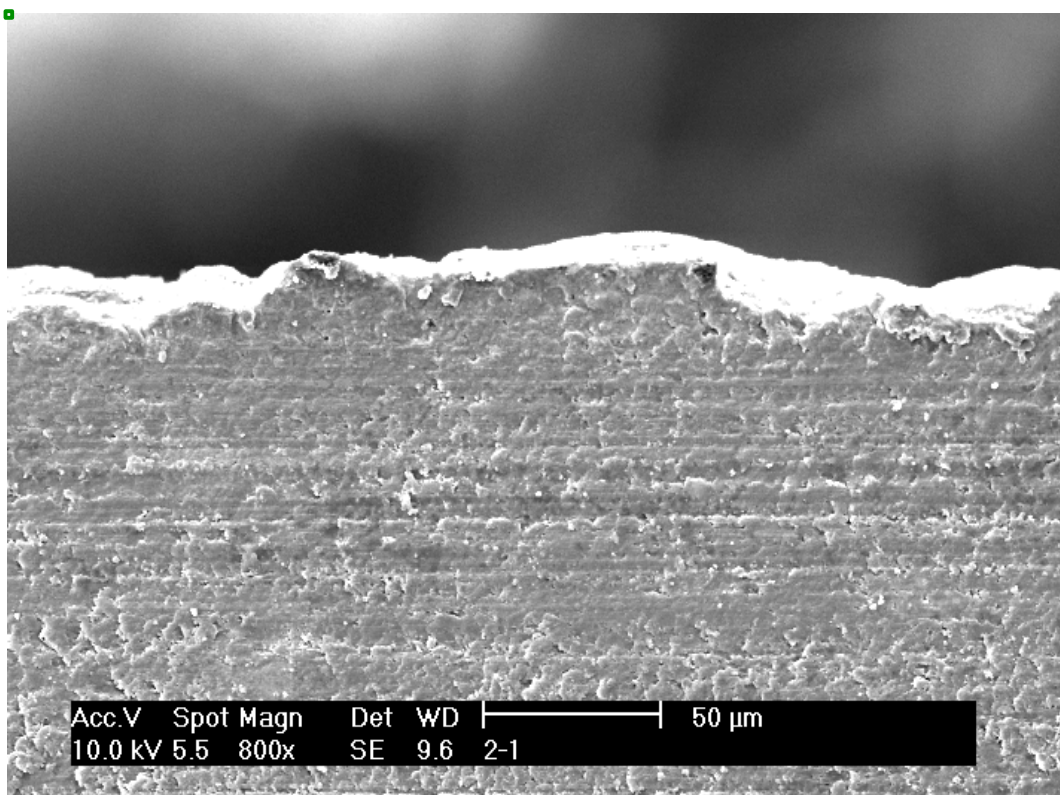


Imagen 8: Corte transversal muestra grupo 2 en seco aumentada a ochocientos aumentos

Grupo 3

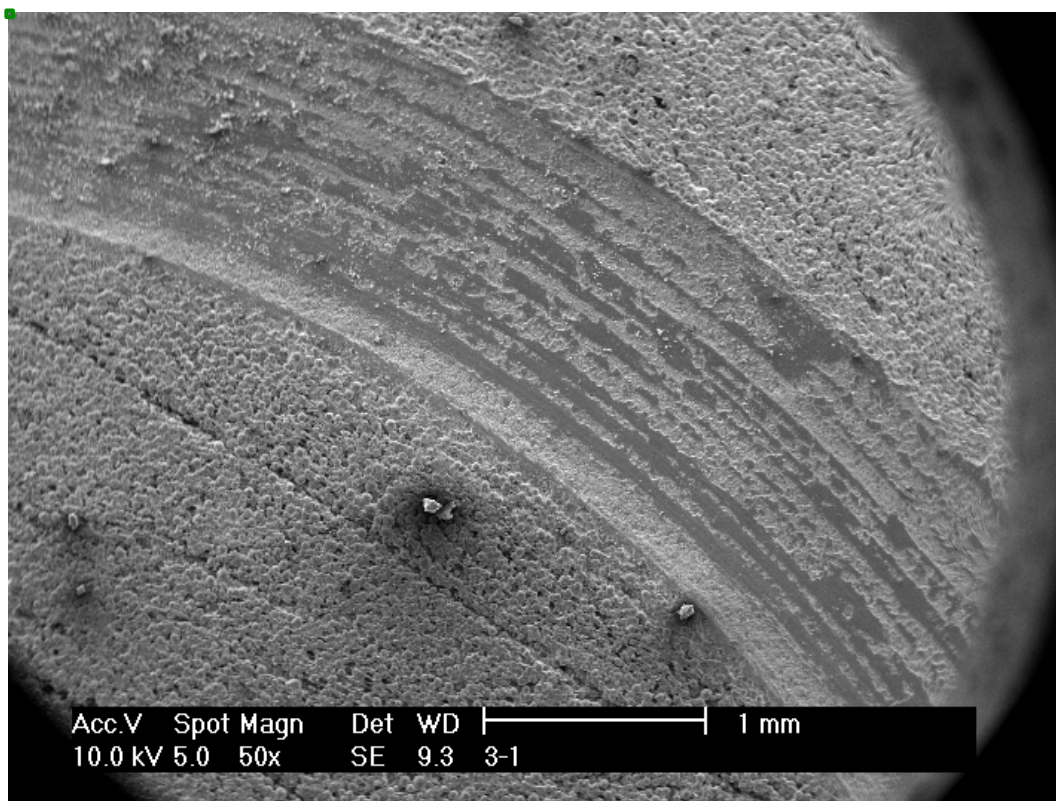


Imagen 9: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a cincuenta aumentos

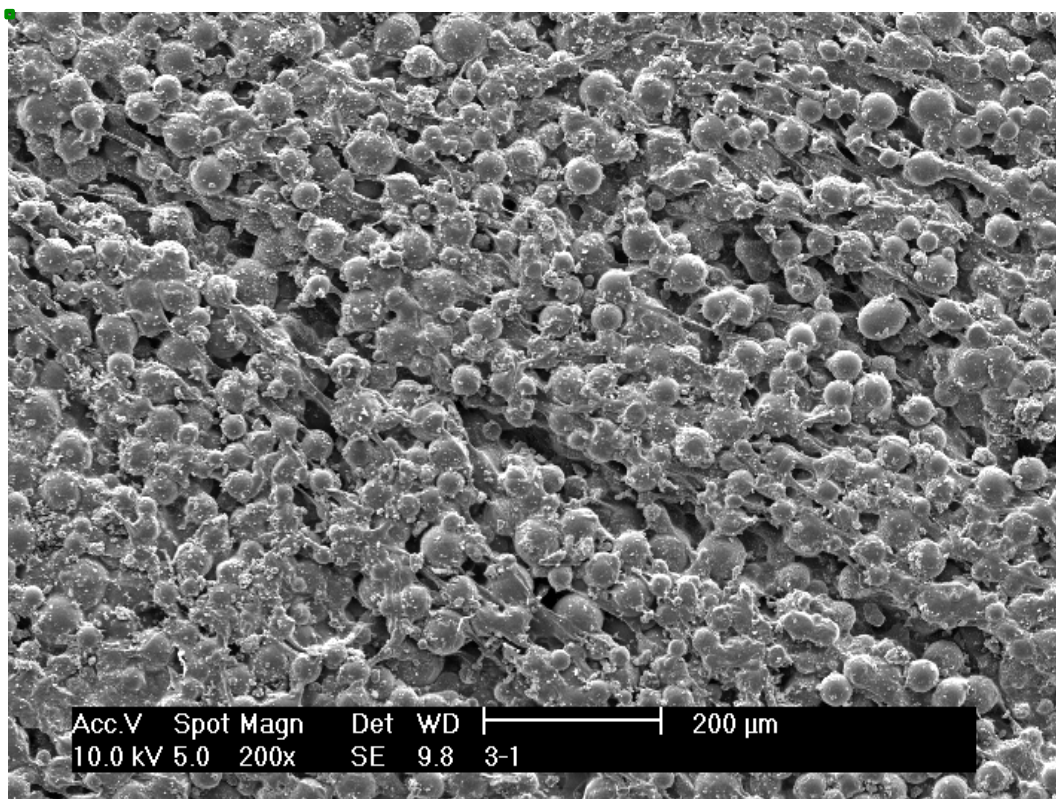


Imagen 10: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a doscientos aumentos

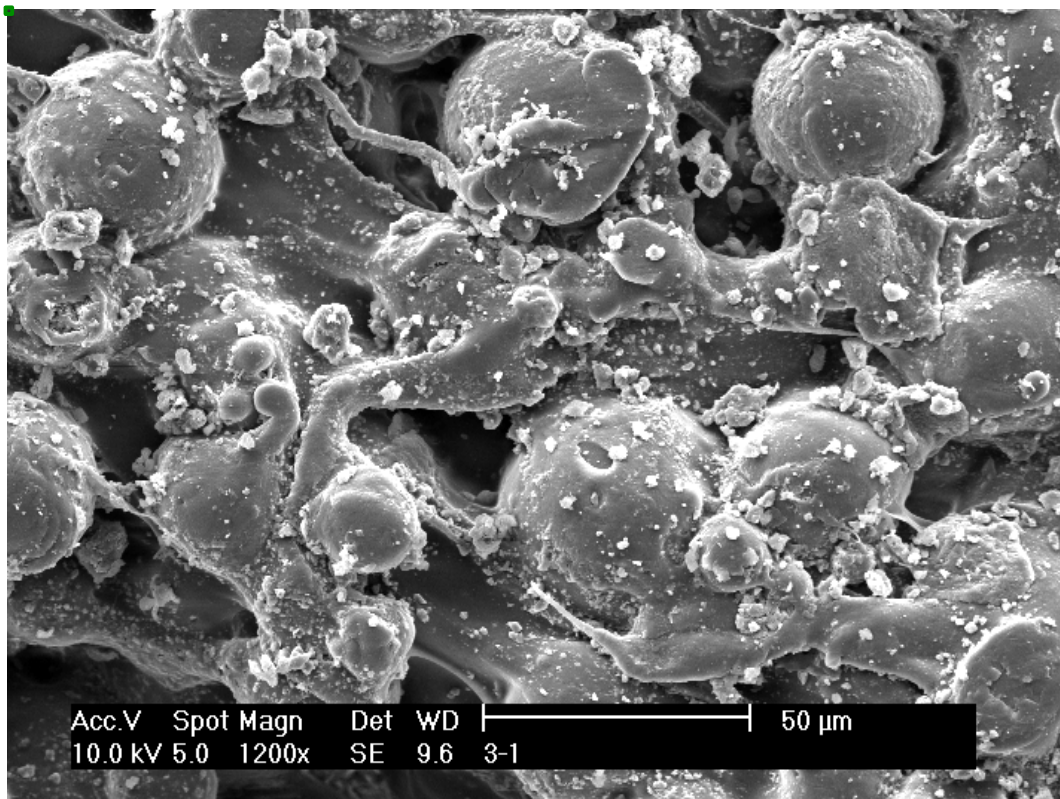


Imagen 11: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a mil doscientos aumentos

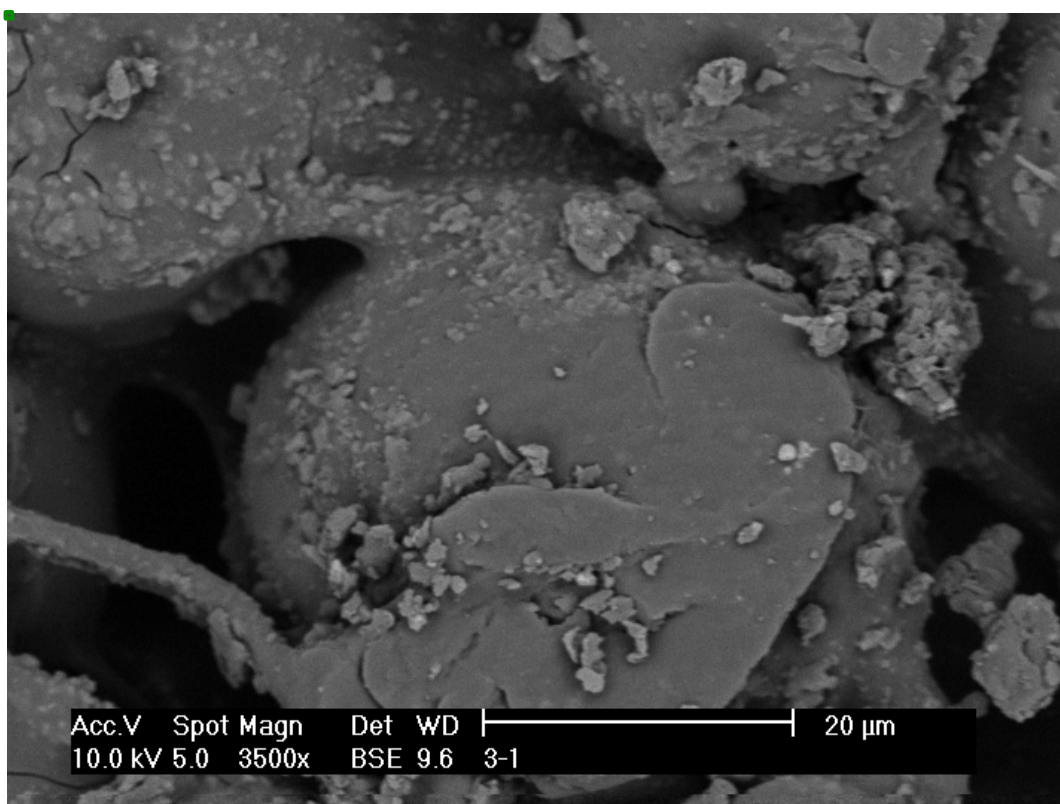


Imagen 12: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 en seco a tres mil quinientos aumentos con técnica BSE

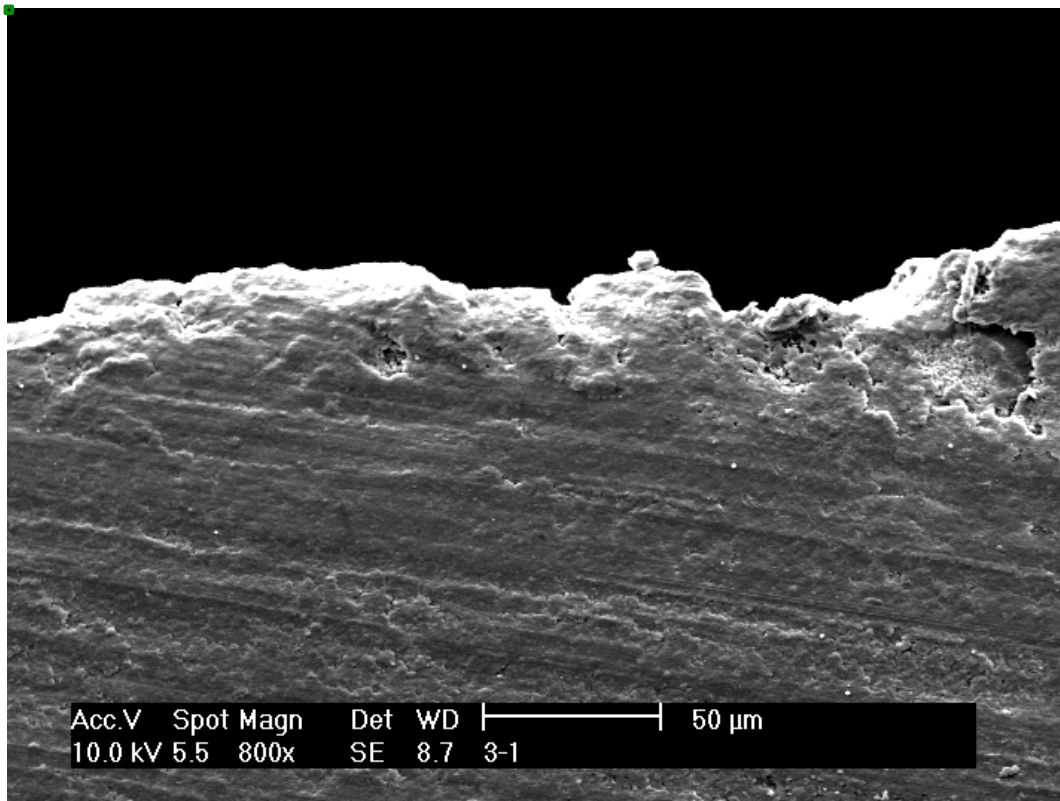


Imagen 13: Corte transversal muestra grupo 3 en seco aumentada a ochocientos aumentos

Grupo 4

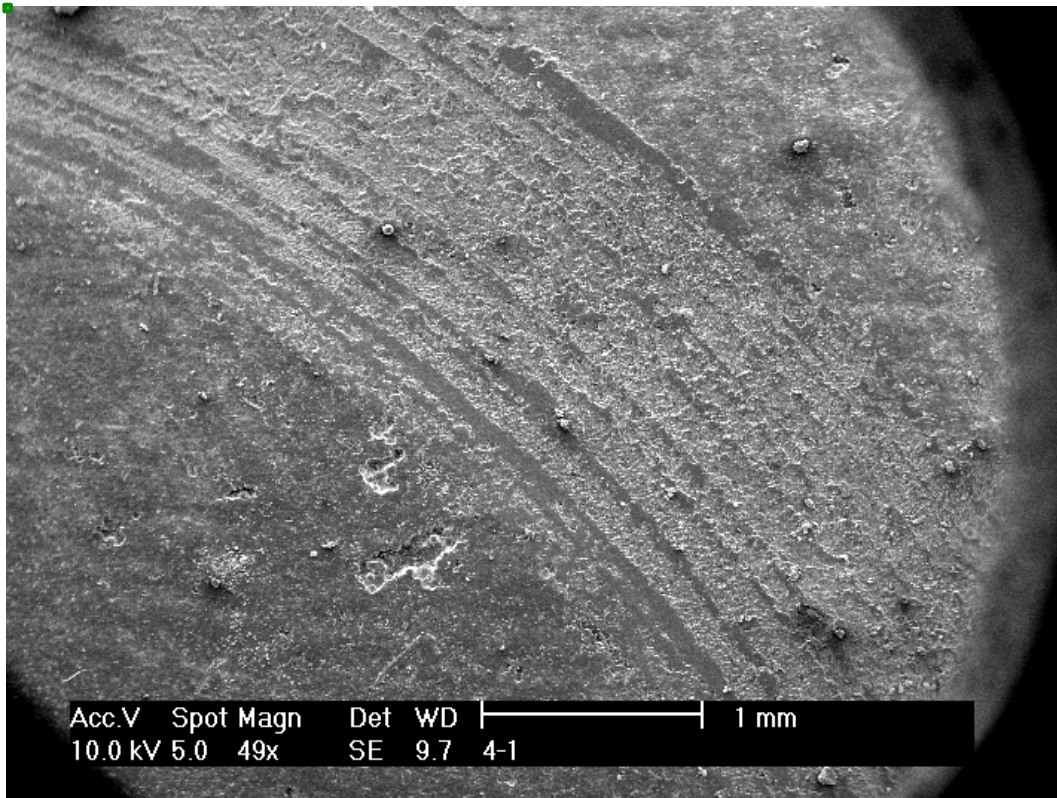


Imagen 14: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a cincuenta aumentos.

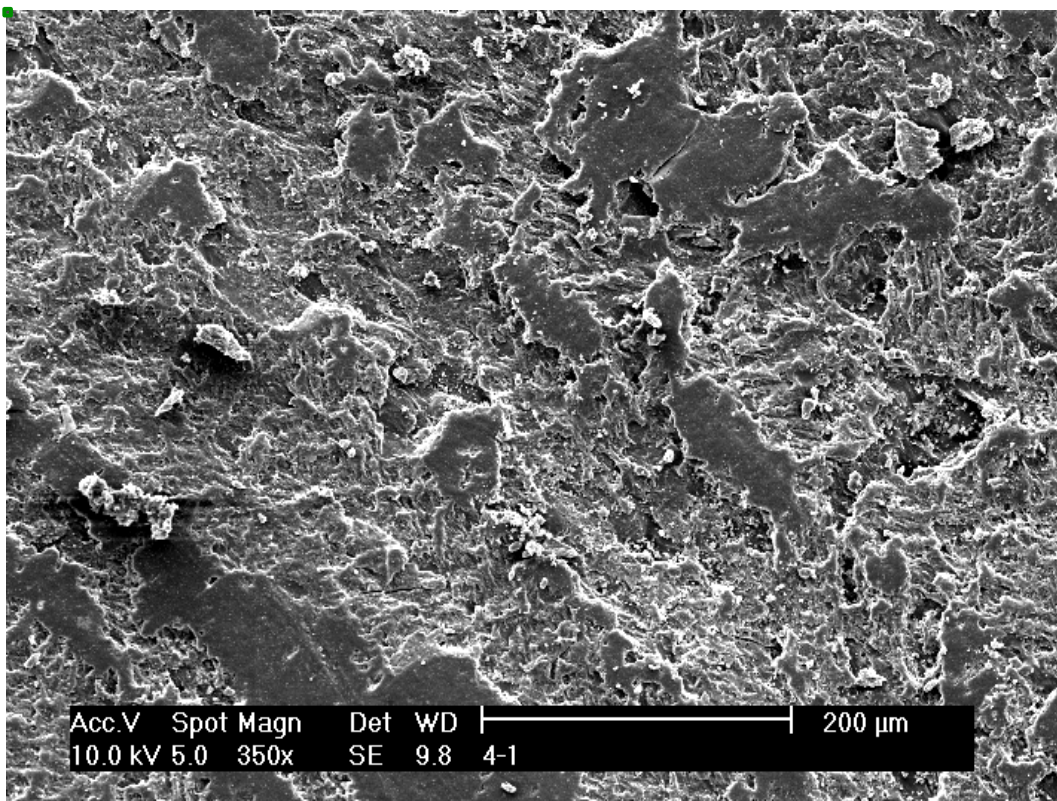


Imagen 15: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a trescientos cincuenta aumentos

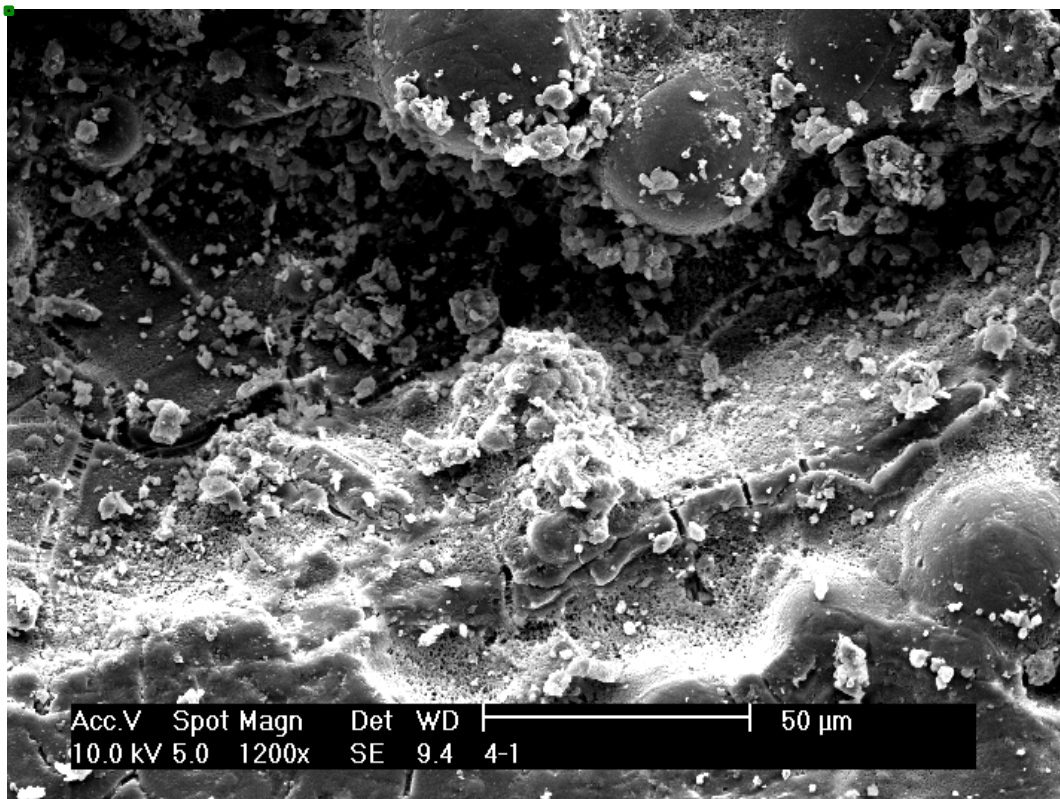


Imagen 16: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a mil doscientos aumentos

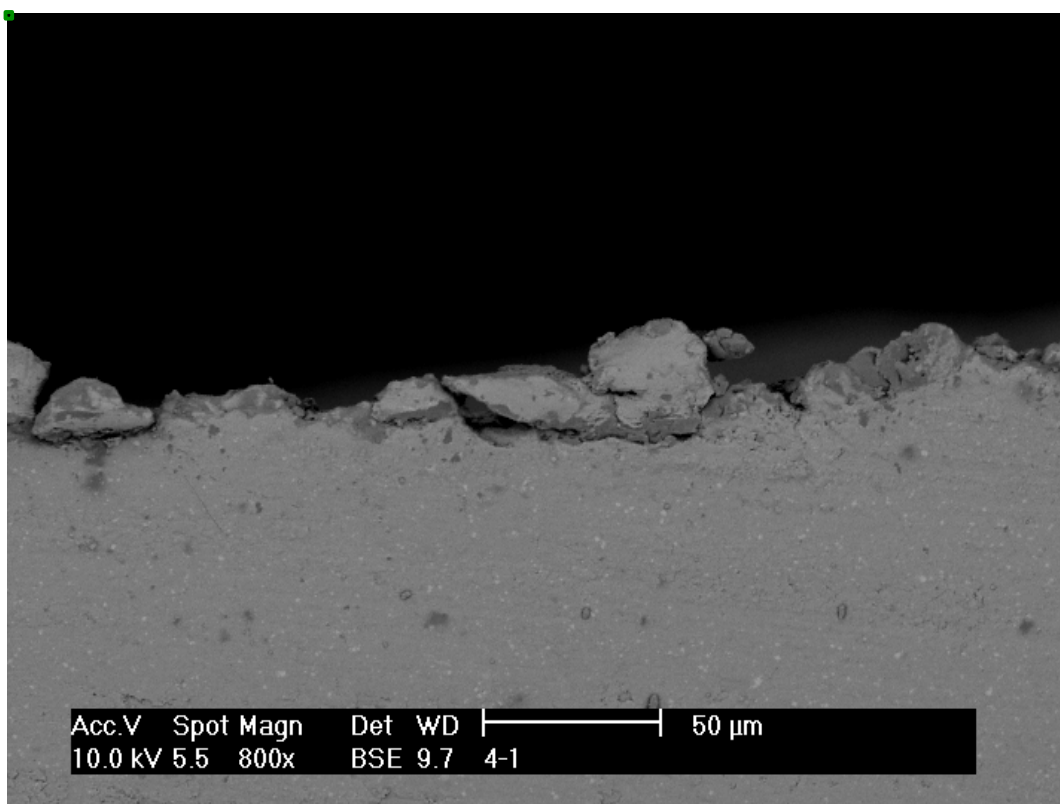


Imagen 17: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en seco a ochocientos aumentos con técnica BSE

Grupo 5

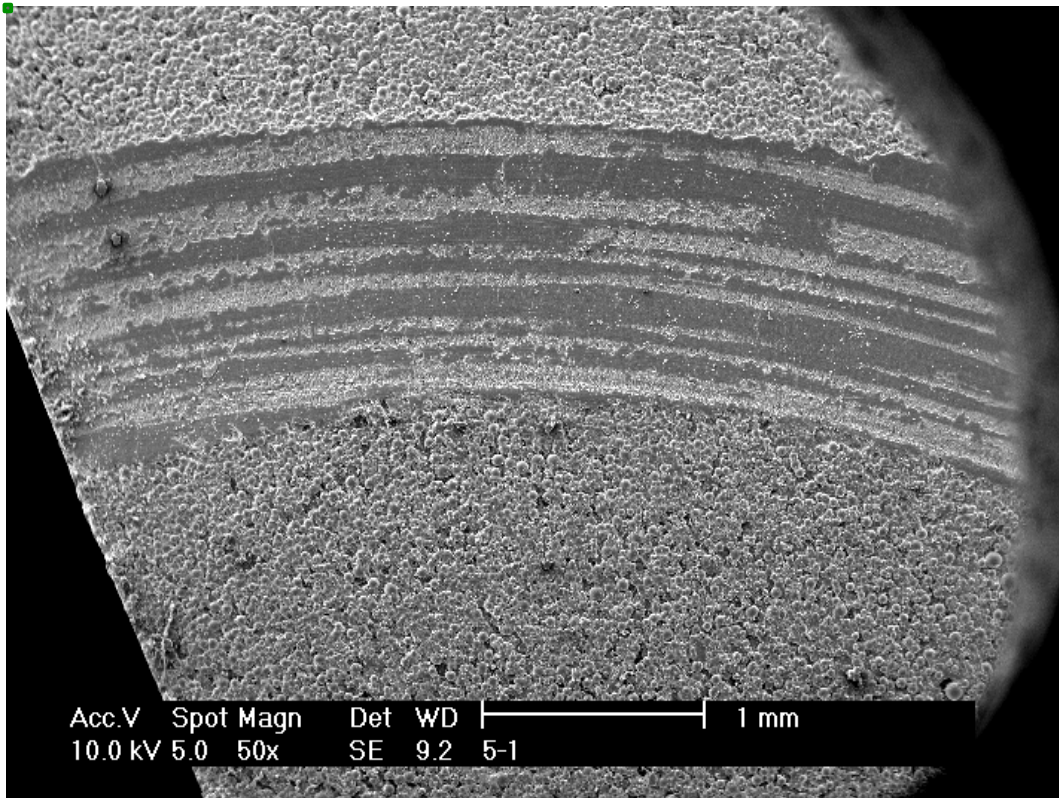


Imagen 18: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 en seco a cincuenta aumentos

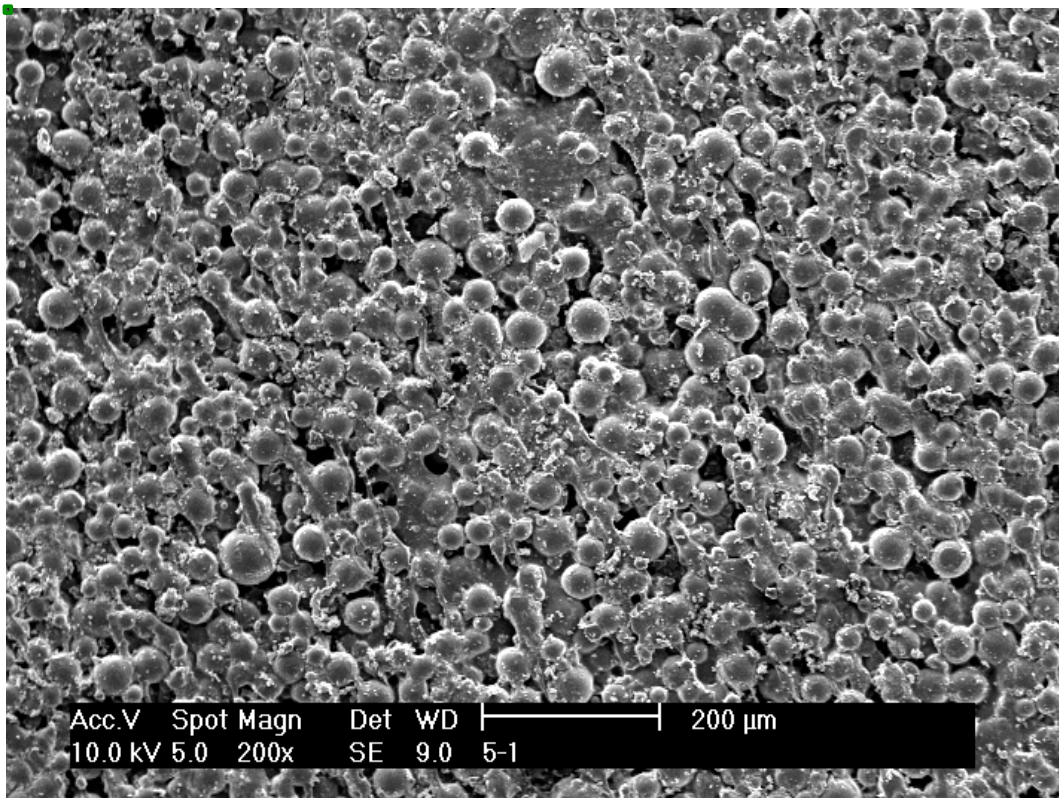


Imagen 19: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 en seco a doscientos aumentos

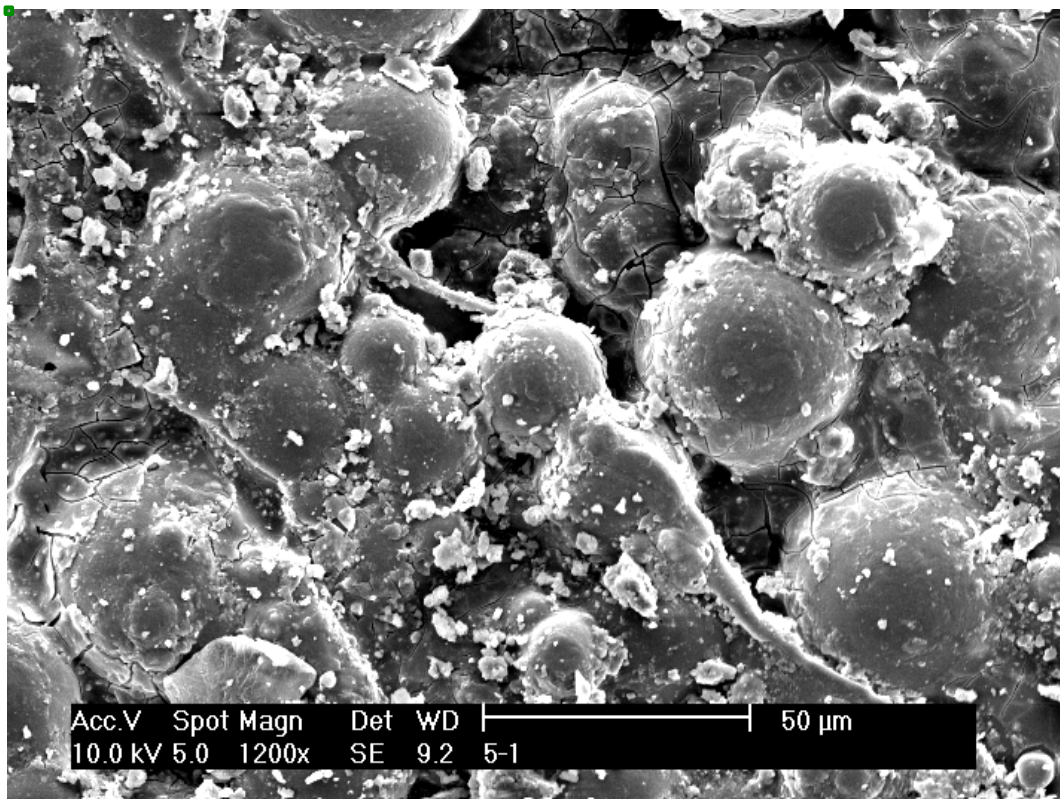


Imagen 20: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 en seco a mil doscientos aumentos

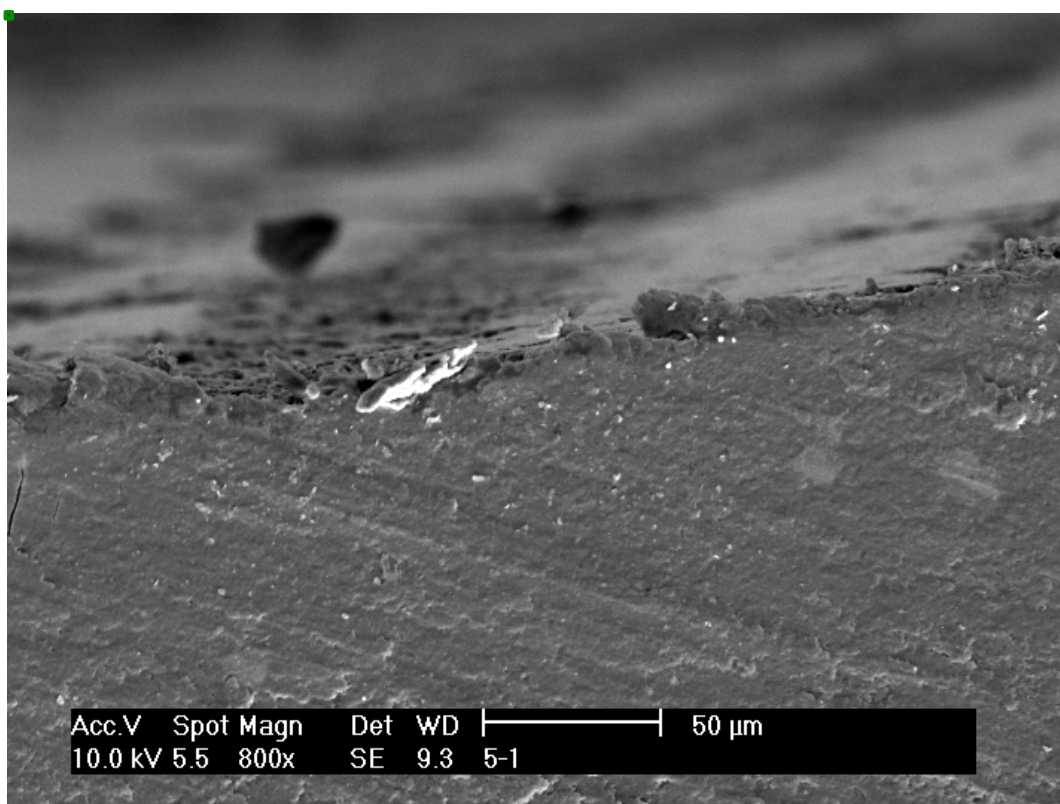


Imagen 21: Corte transversal muestra del grupo 5 en seco vista con ochocientos aumentos.

Grupo 6

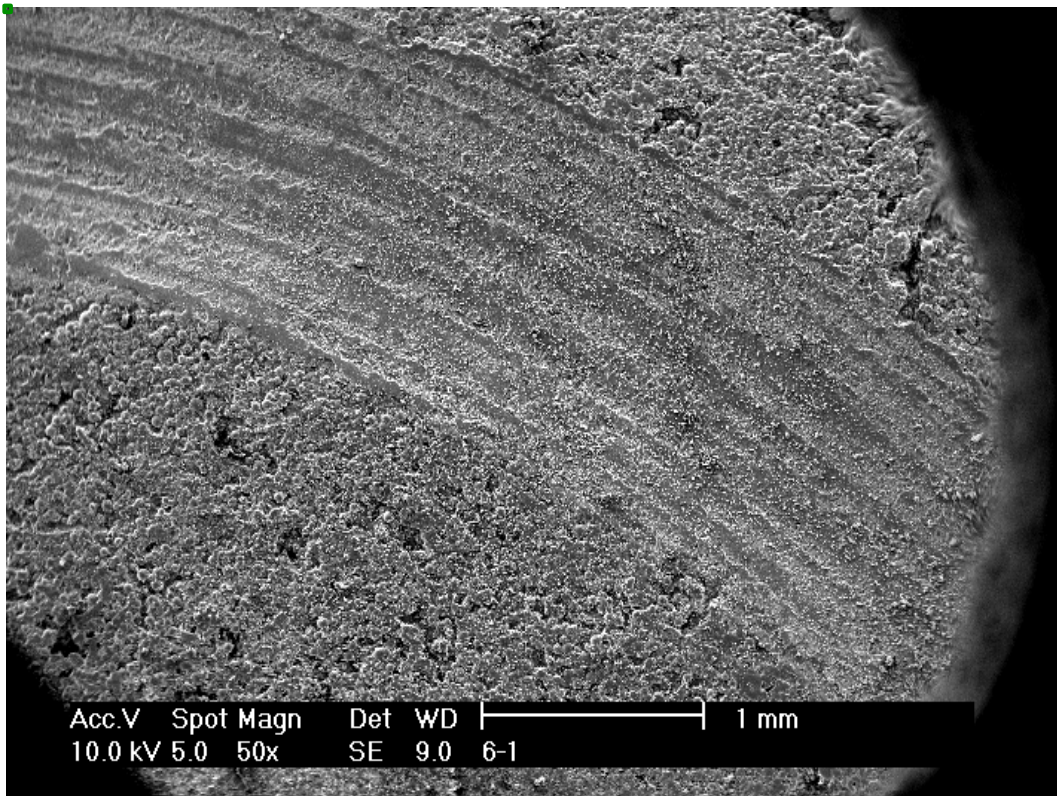


Imagen 22: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 en seco a cincuenta aumentos

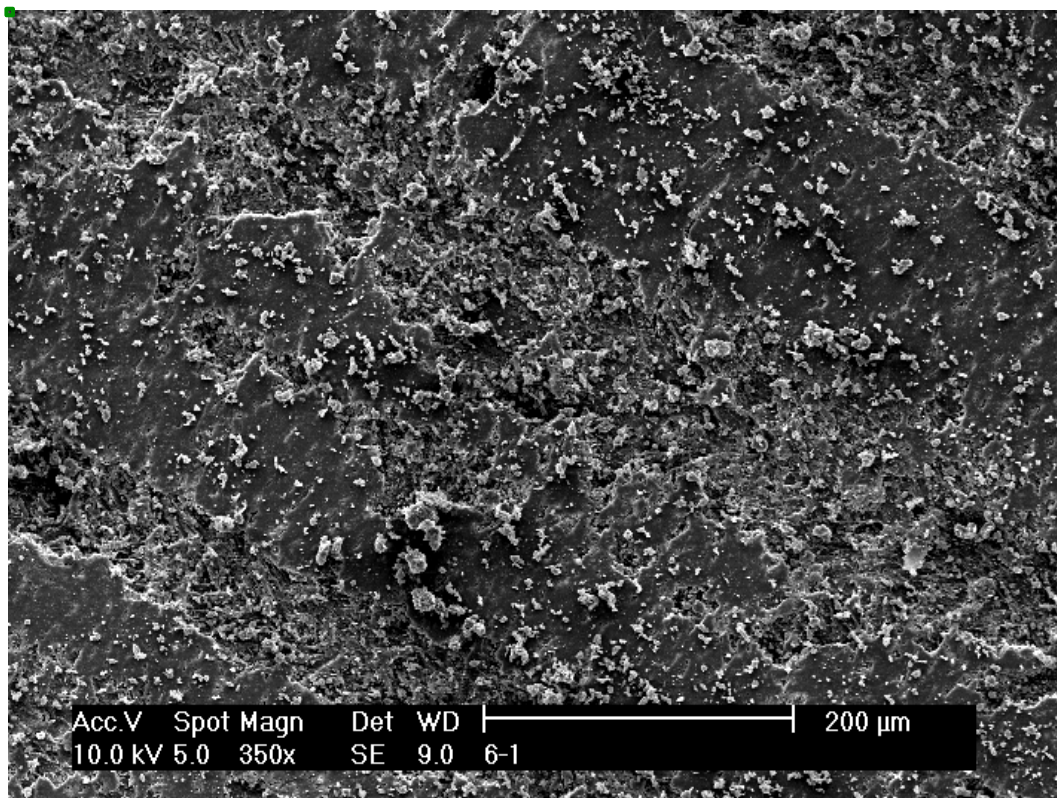


Imagen 23: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 en seco a trescientos cincuenta aumentos

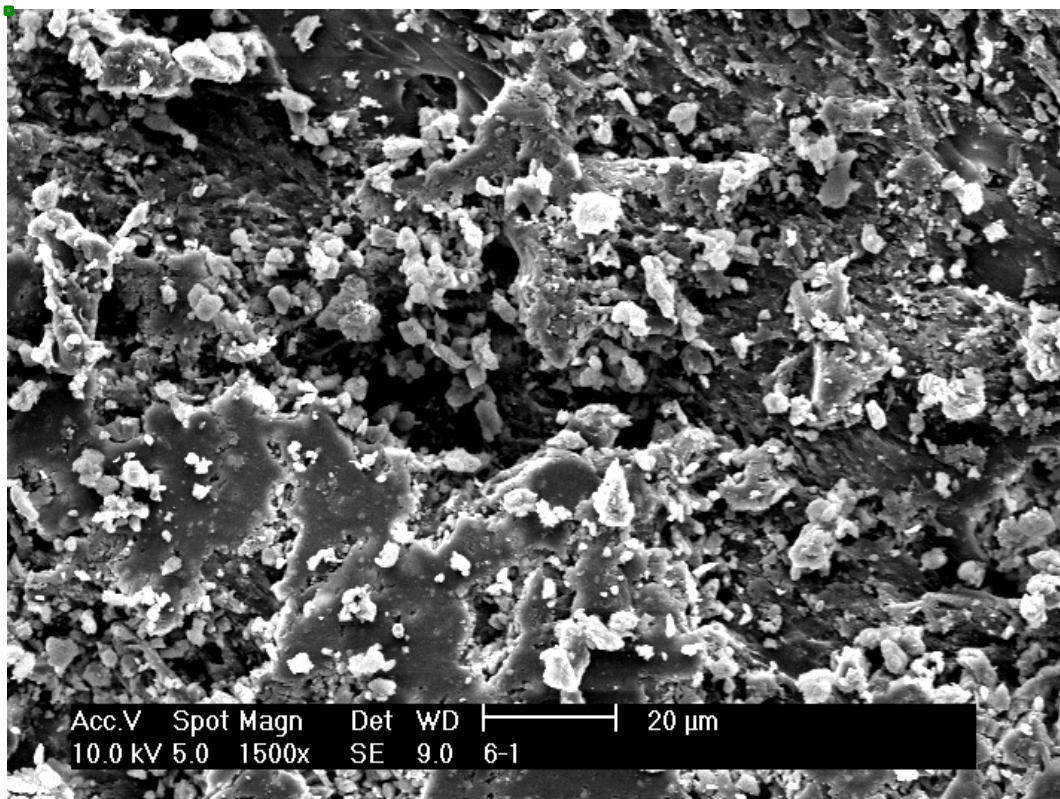


Imagen 24: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 en seco a mil quinientos aumentos

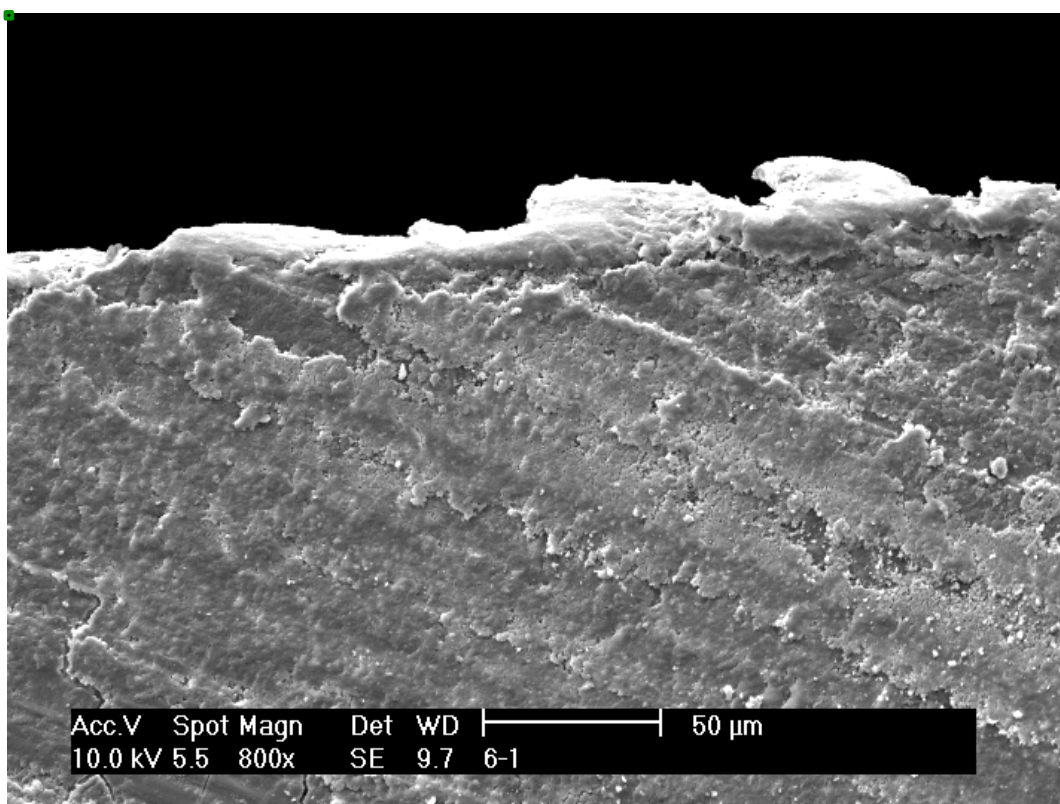


Imagen 25: Corte transversal muestra del grupo 6 en seco vista con ochocientos aumentos

9.2 IMÁGENES DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN HÚMEDO

Grupo 1

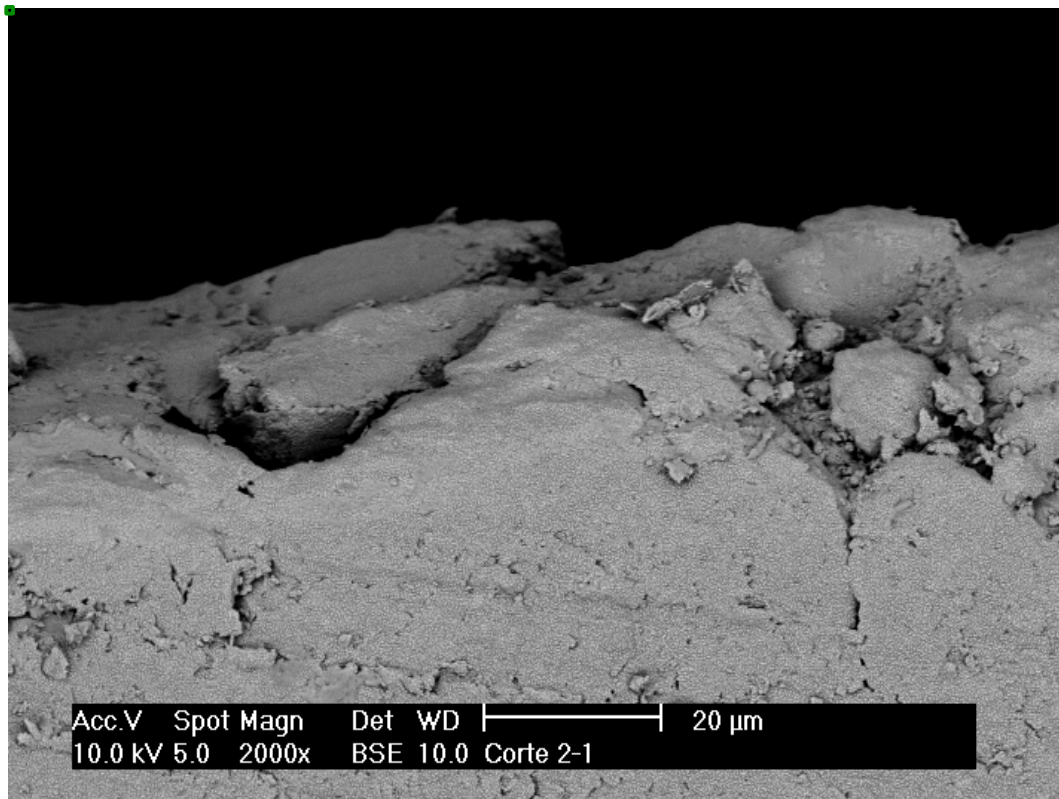


Imagen 26: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 en húmedo a dos mil aumentos con técnica BSE

Grupo 2

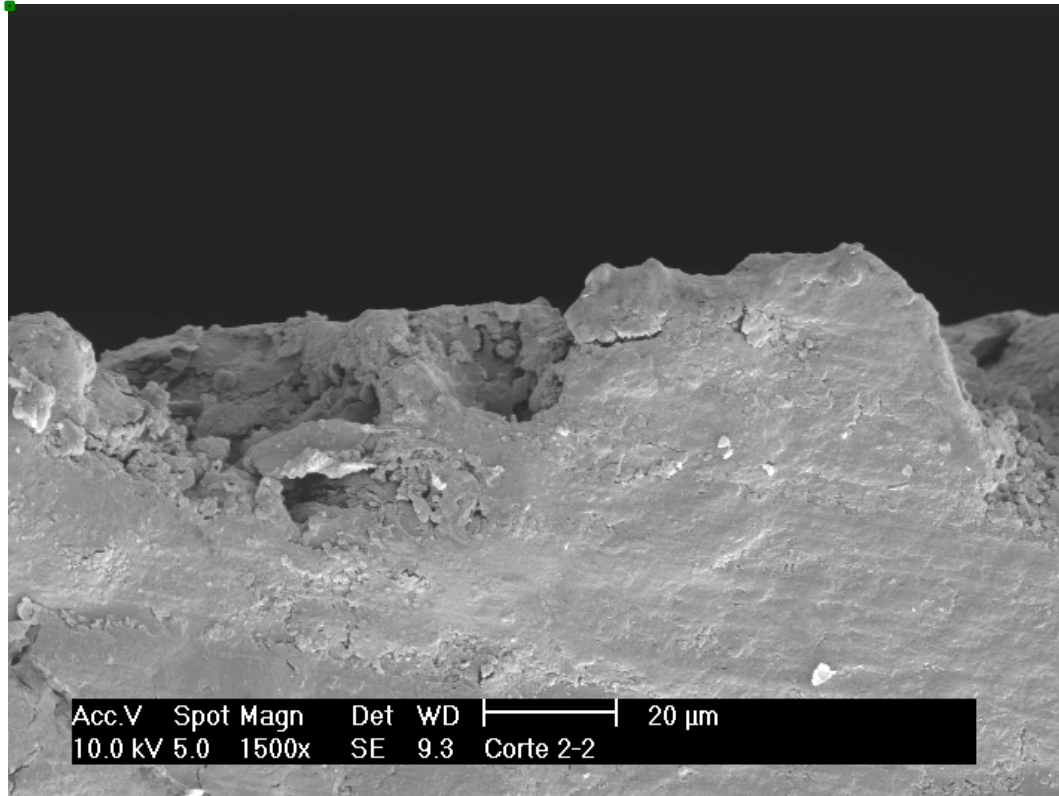


Imagen 27: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 en húmedo a mil quinientos aumentos

Grupo 3

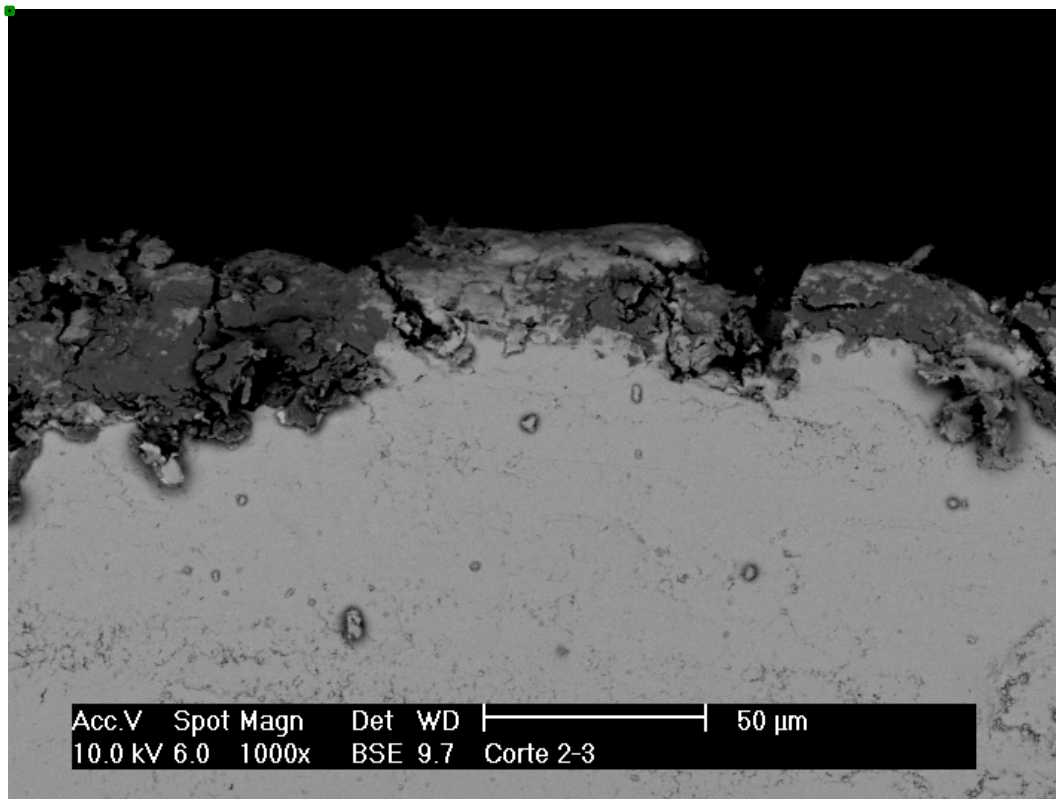


Imagen 28: Vista de un corte transversal de la pista de desgaste del grupo 3 en húmedo a mil aumentos con técnica BSE

Grupo 4

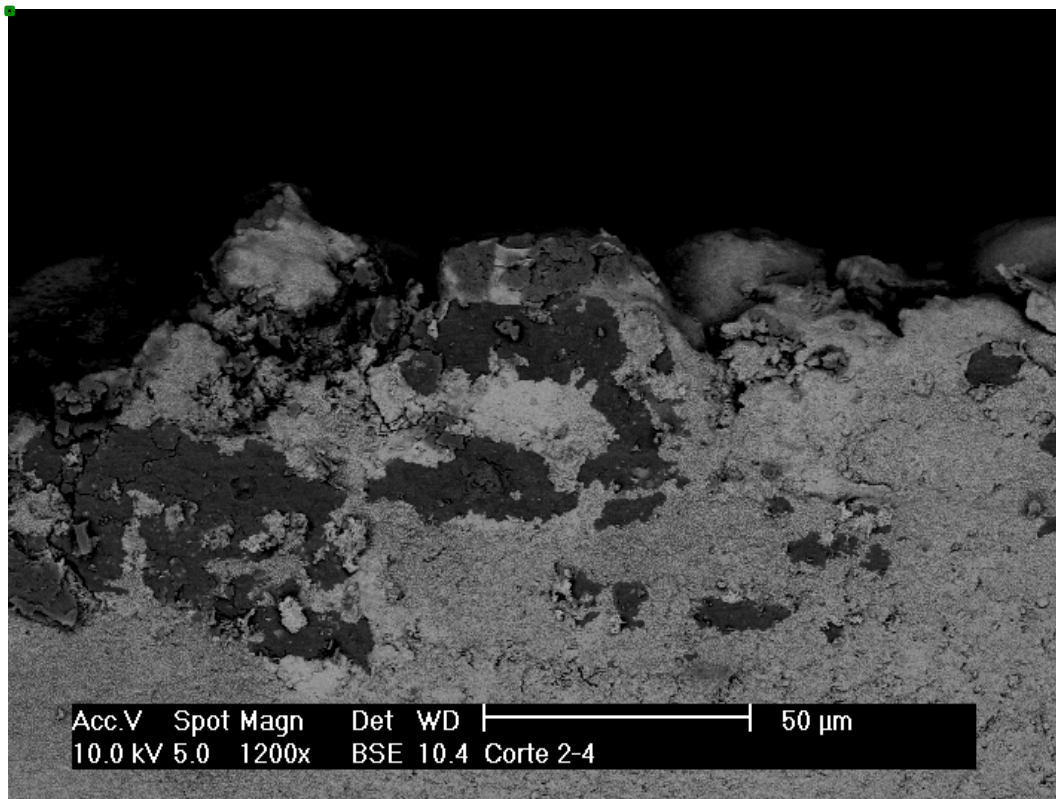


Imagen 29: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 en húmedo a mil doscientos aumentos con técnica BSE

Grupo 5

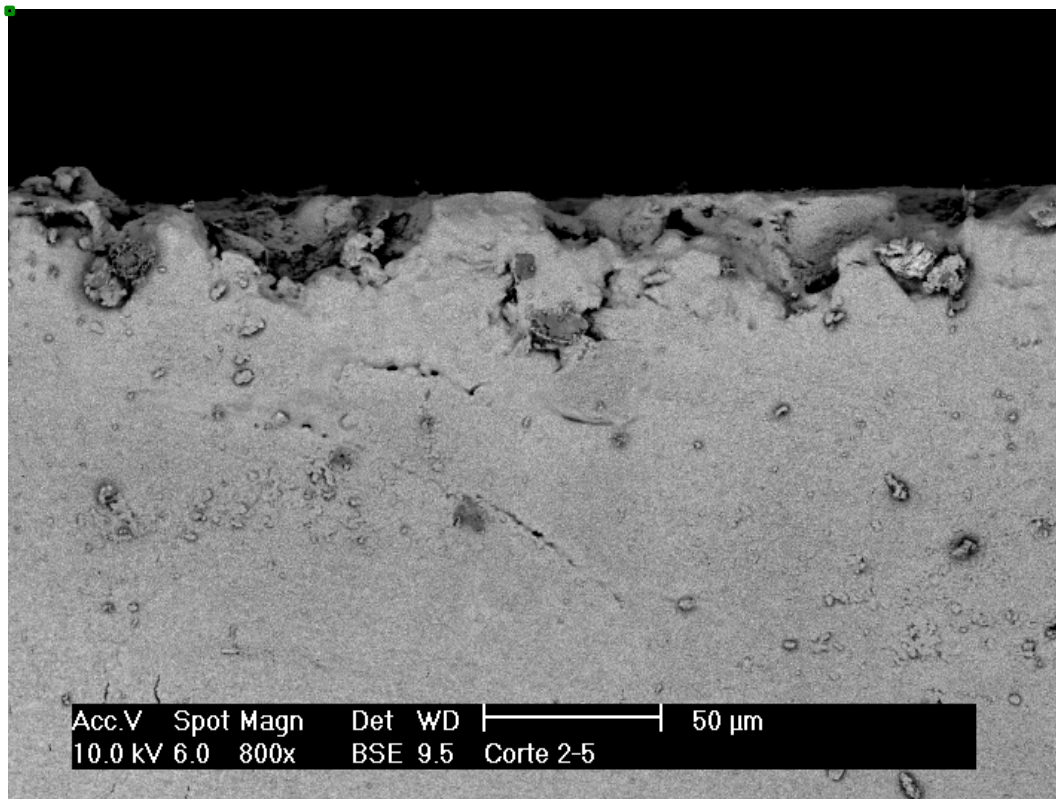


Imagen 30: Corte transversal de la pista de desgaste del grupo 5 en húmedo a ochocientos con técnica BSE

Grupo 6

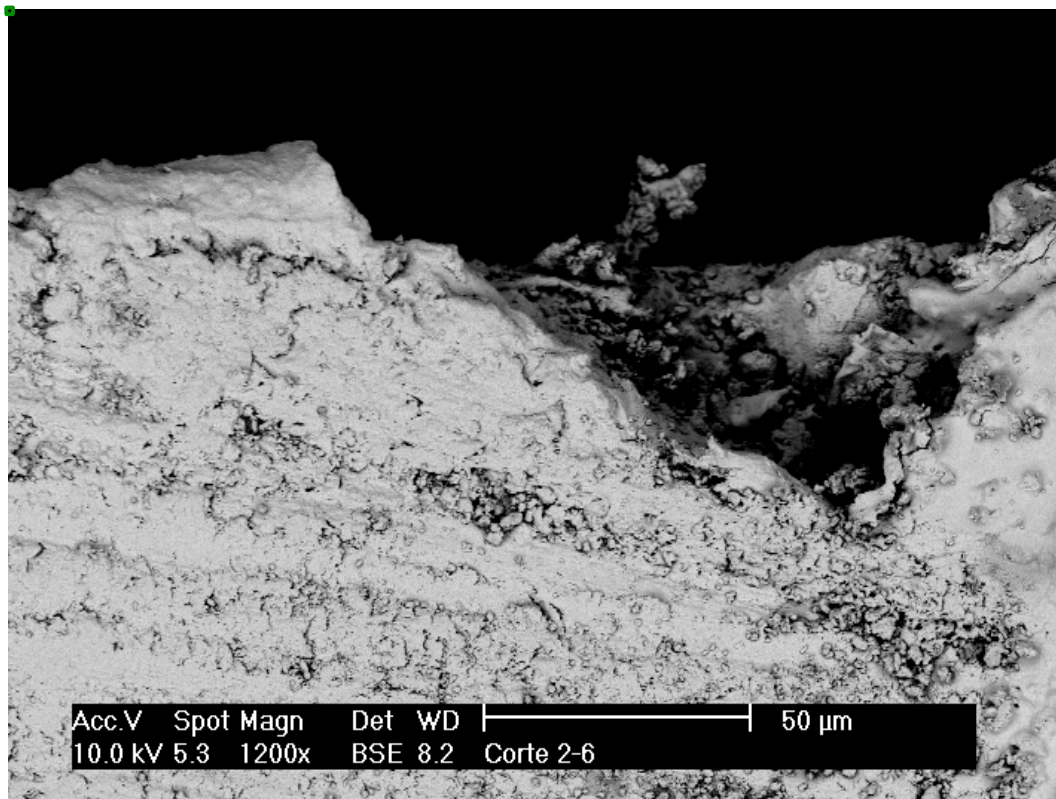


Imagen 31: Vista de superficie de un corte transversal de la pista de desgaste del grupo 6 en húmedo a mil doscientos aumentos con técnica BSE

9.3 IMÁGENES DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN HÚMEDO

TRAS UNA SEMANA EN SUERO

Grupo 1

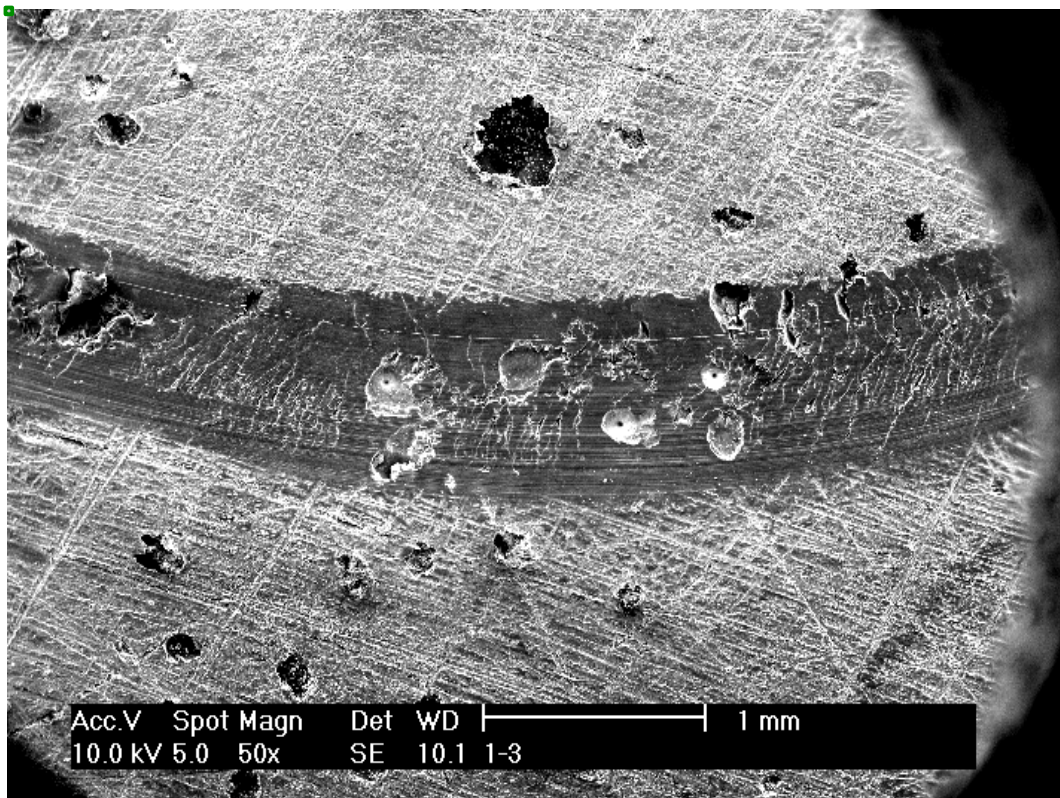


Imagen 32: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a cincuenta aumentos

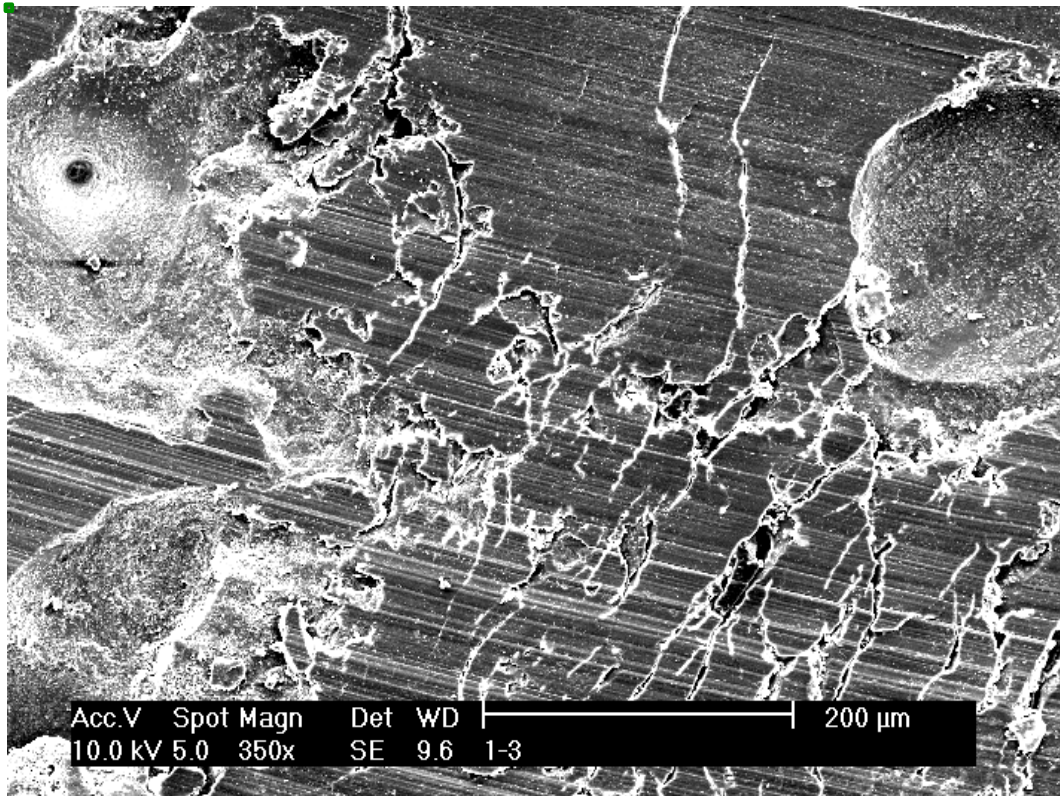


Imagen 33: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos

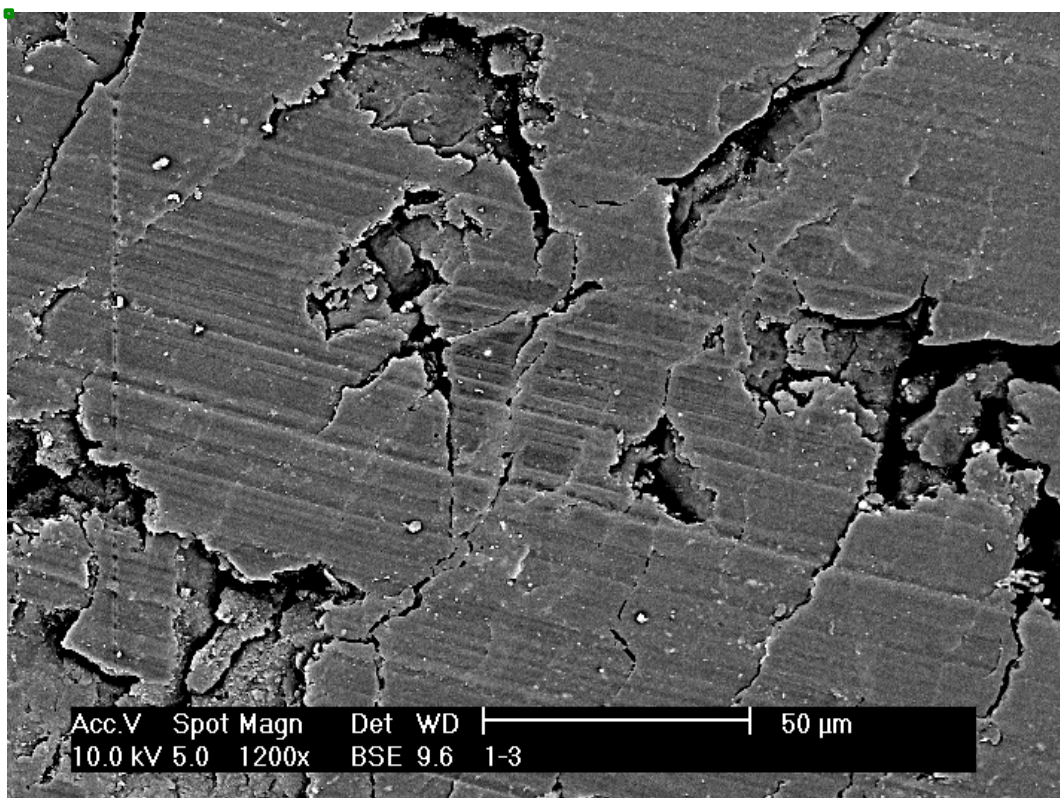


Imagen 34: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a mil doscientos aumentos con técnica BSE

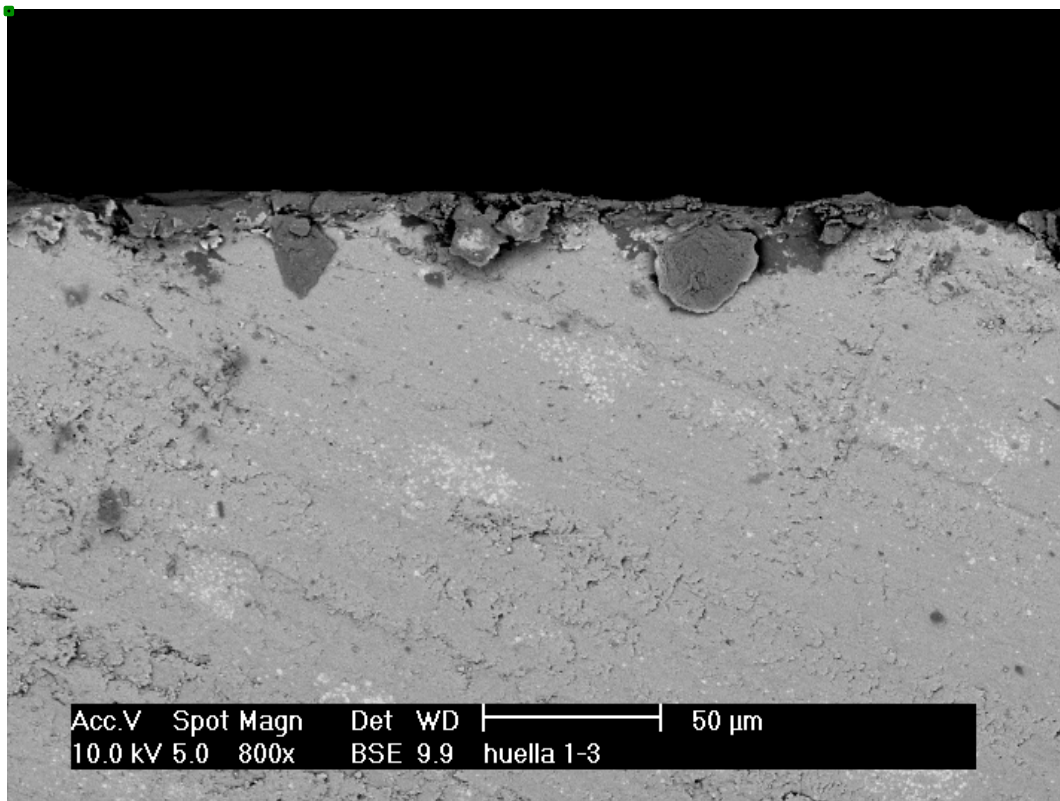


Imagen 35: Corte transversal de muestra del grupo 1 tras una semana en suero a ochocientos aumentos con técnica BSE

Grupo 2

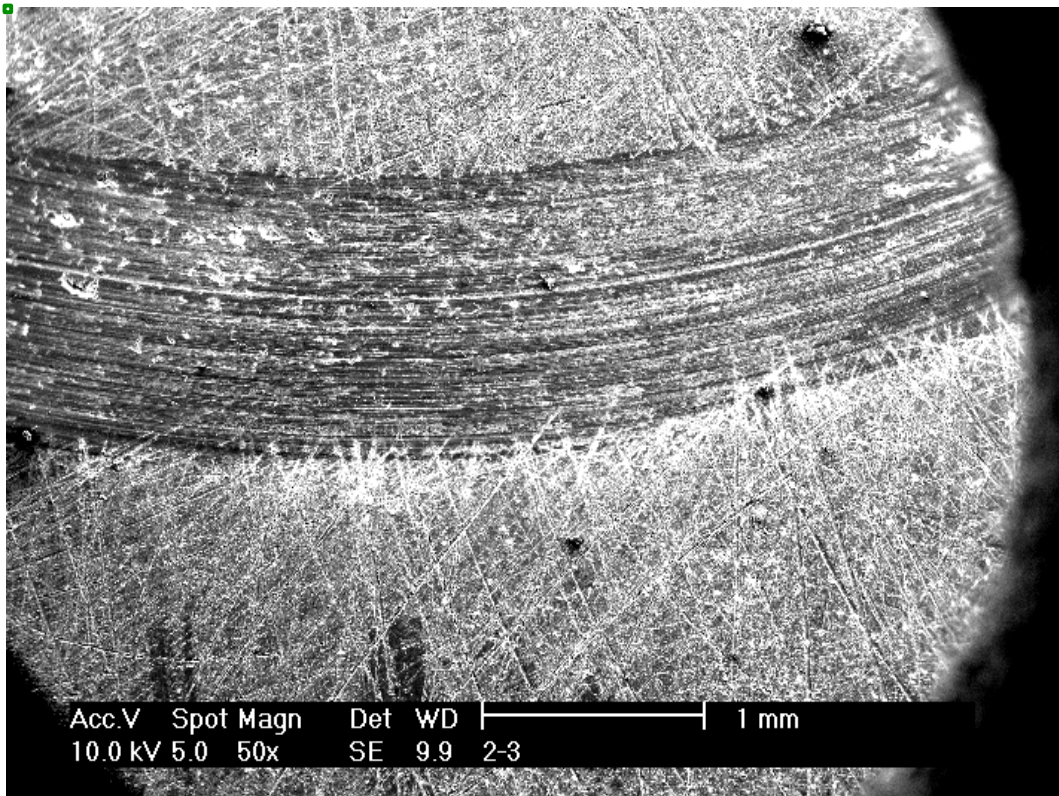


Imagen 36: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras una semana en suero a cincuenta aumentos

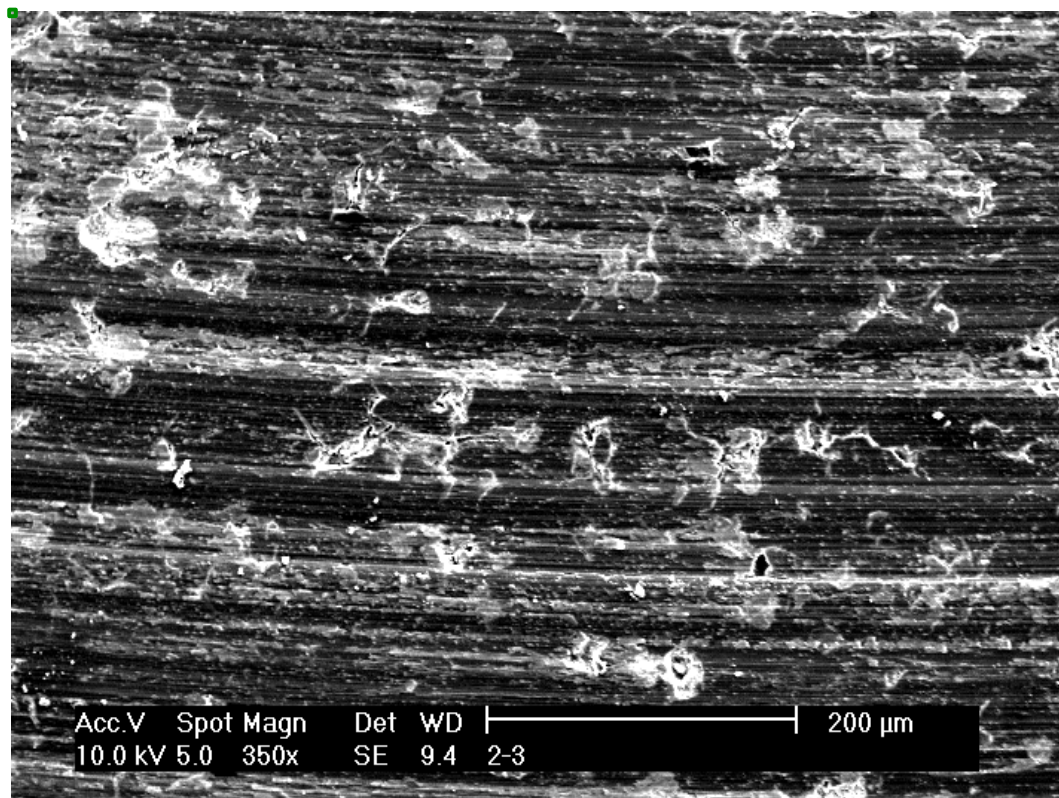


Imagen 37: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos

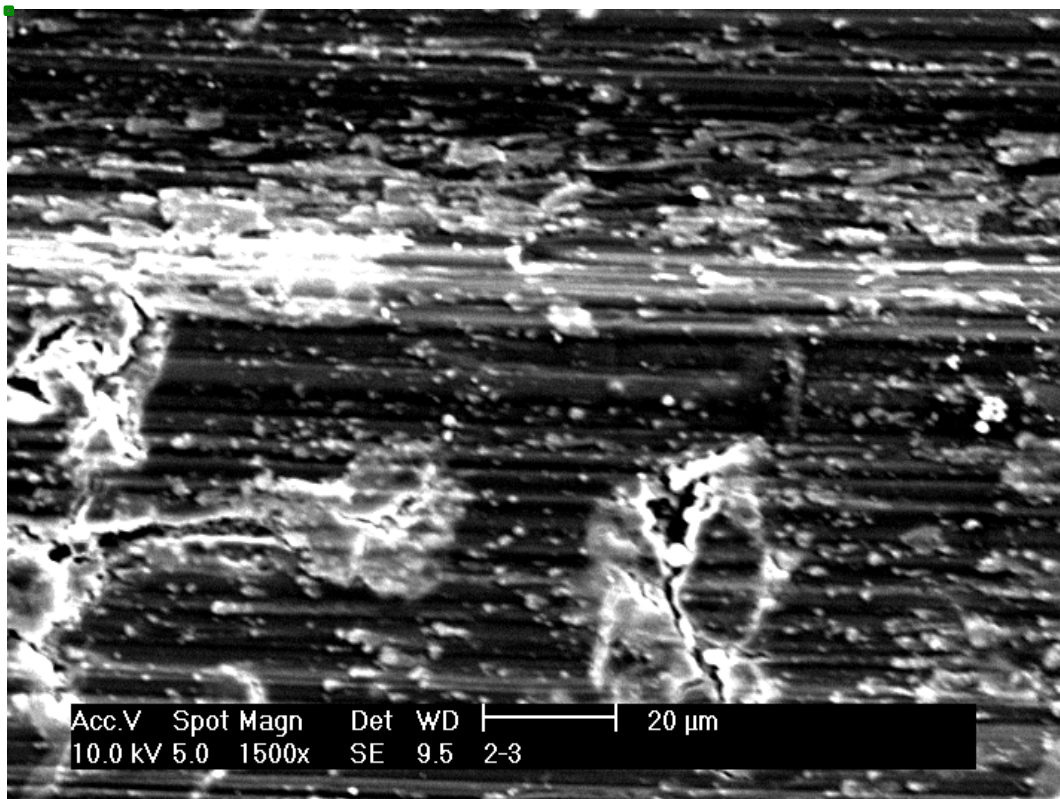


Imagen 38: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos

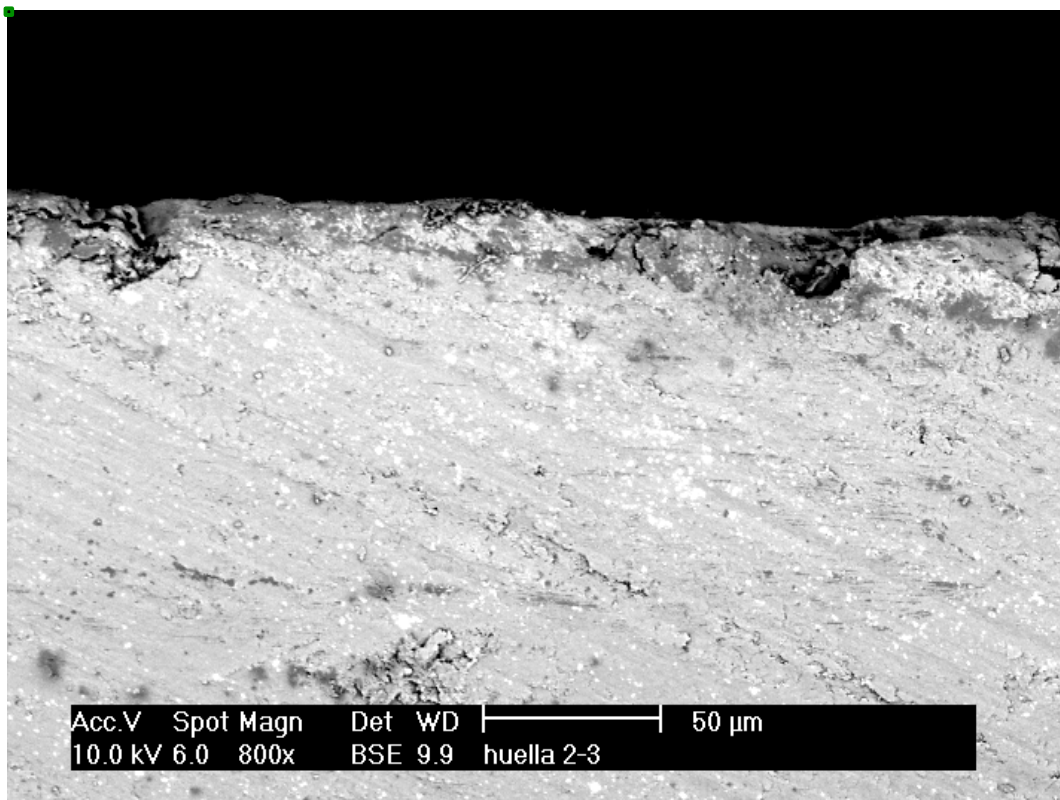


Imagen 39: Corte transversal de muestra del grupo 2 tras una semana en suero a ochocientos aumentos con técnica BSE

Grupo 3

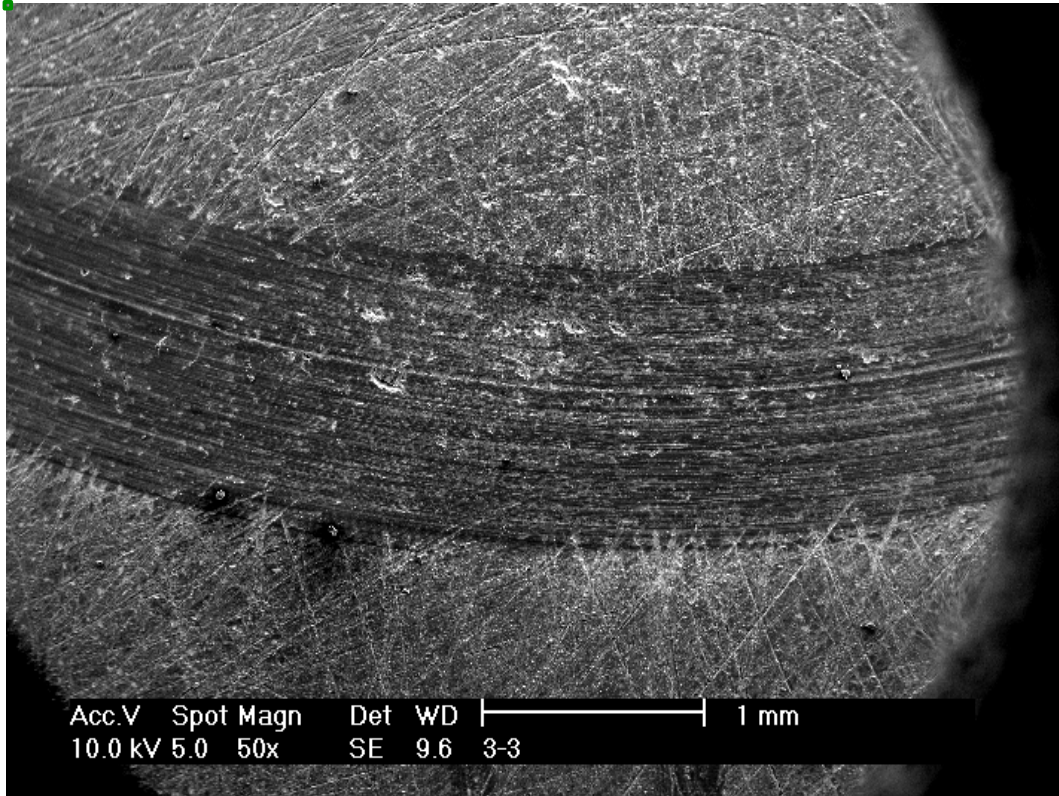


Imagen 40: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras una semana en suero a cincuenta aumentos

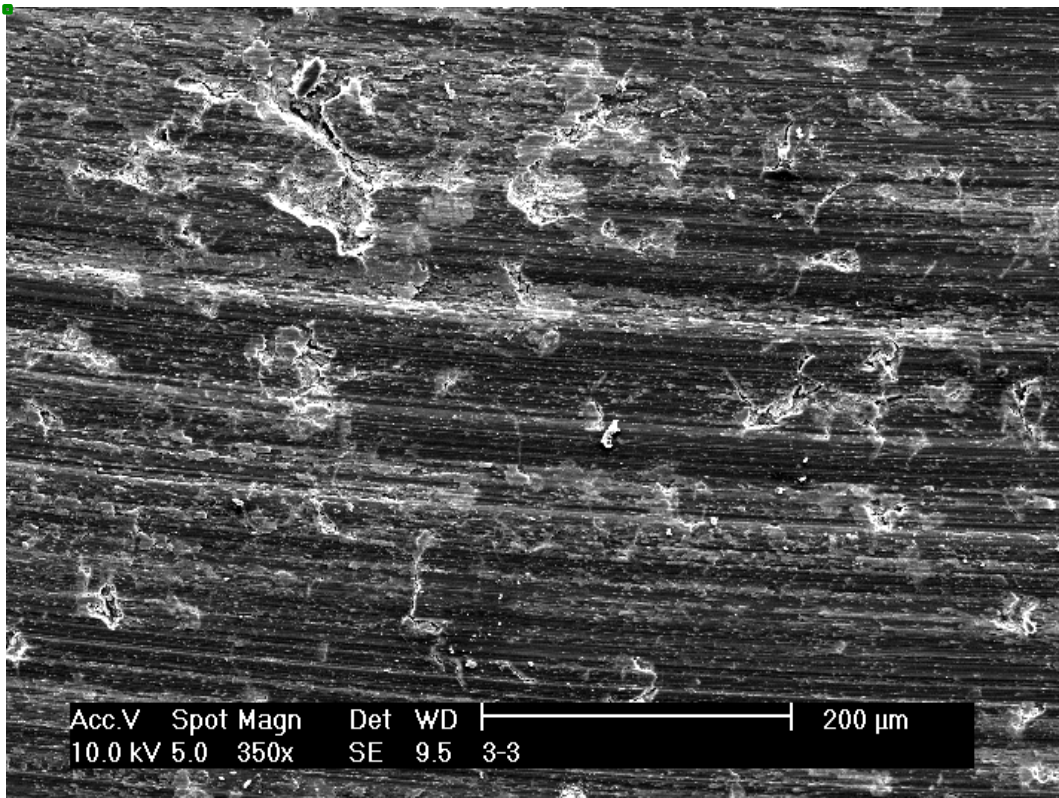


Imagen 41: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos

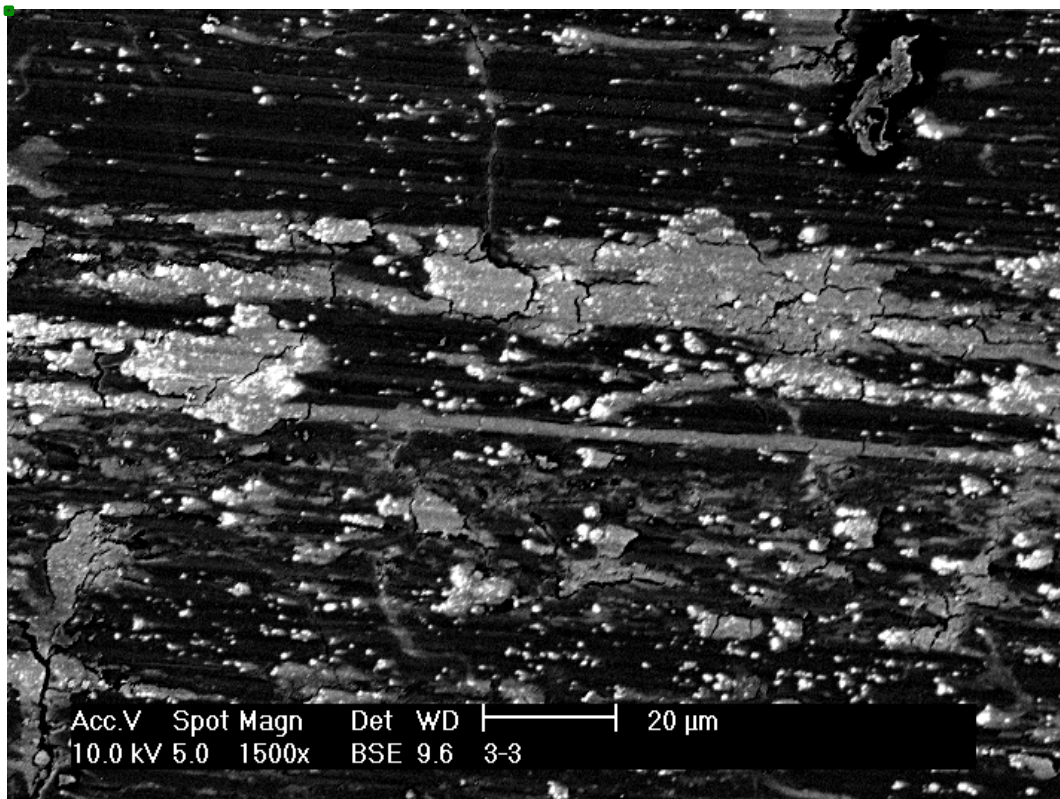


Imagen 42: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos

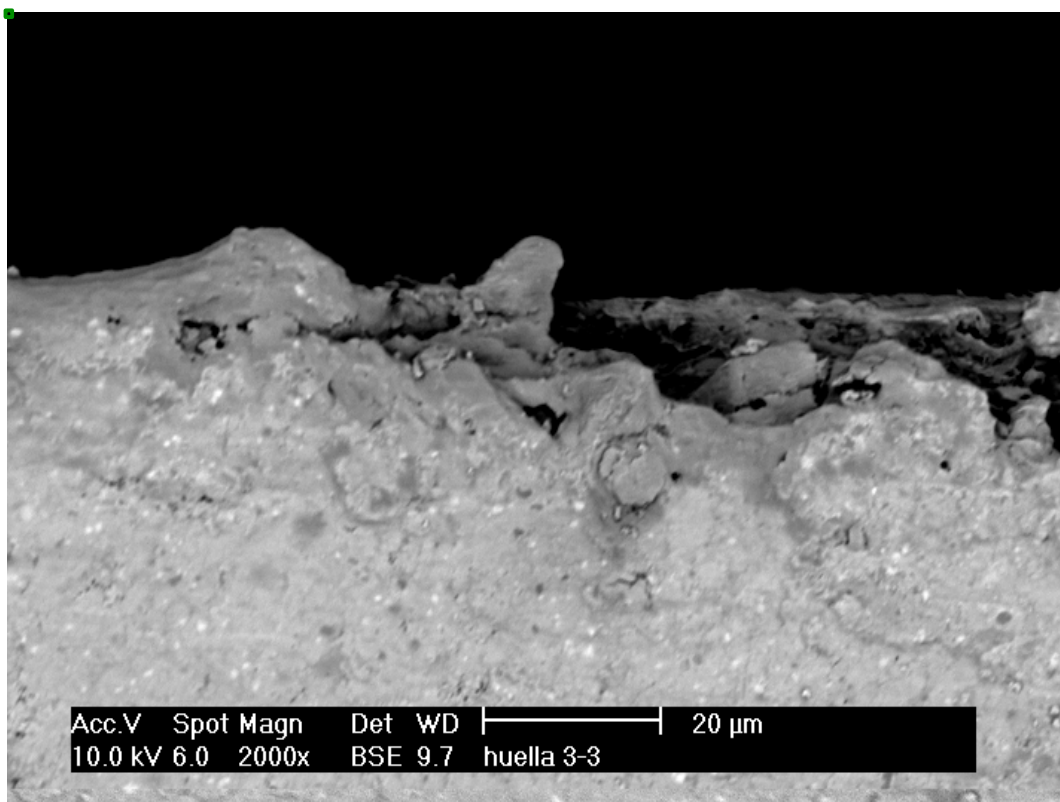


Imagen 43: Imagen de superficie de un corte transversal de una muestra del grupo 3 tras una semana en suero a dos mil aumentos

Grupo 4

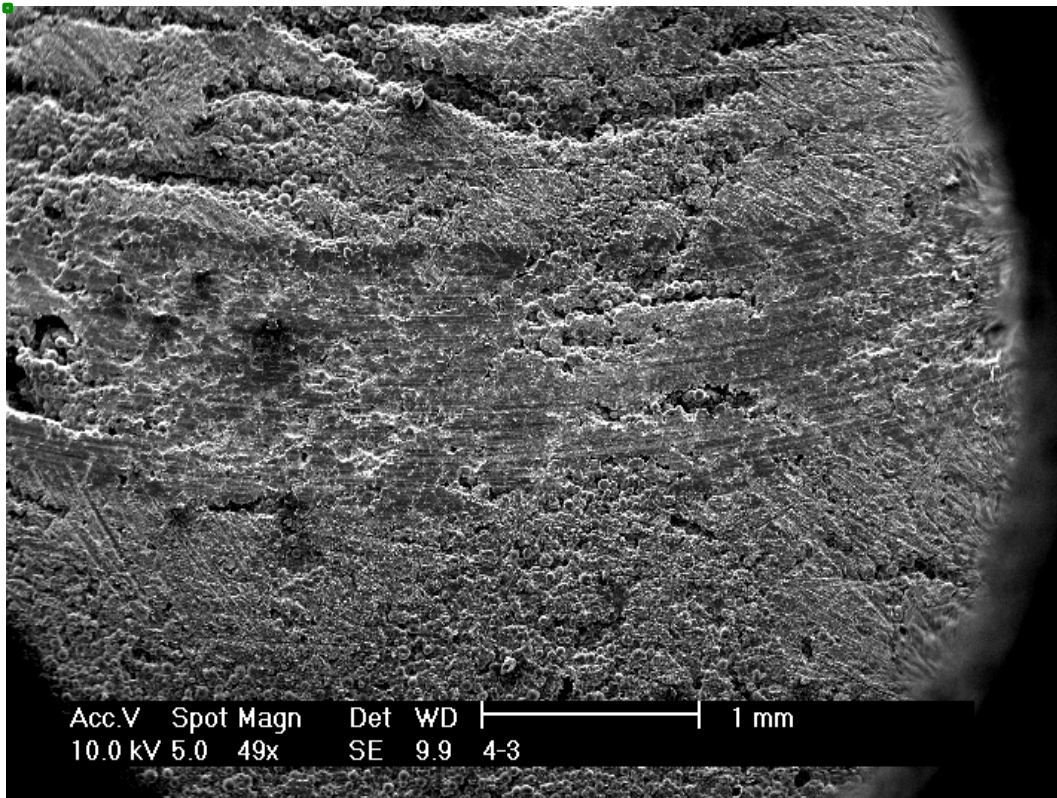


Imagen 44: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras una semana en suero a cincuenta aumentos.

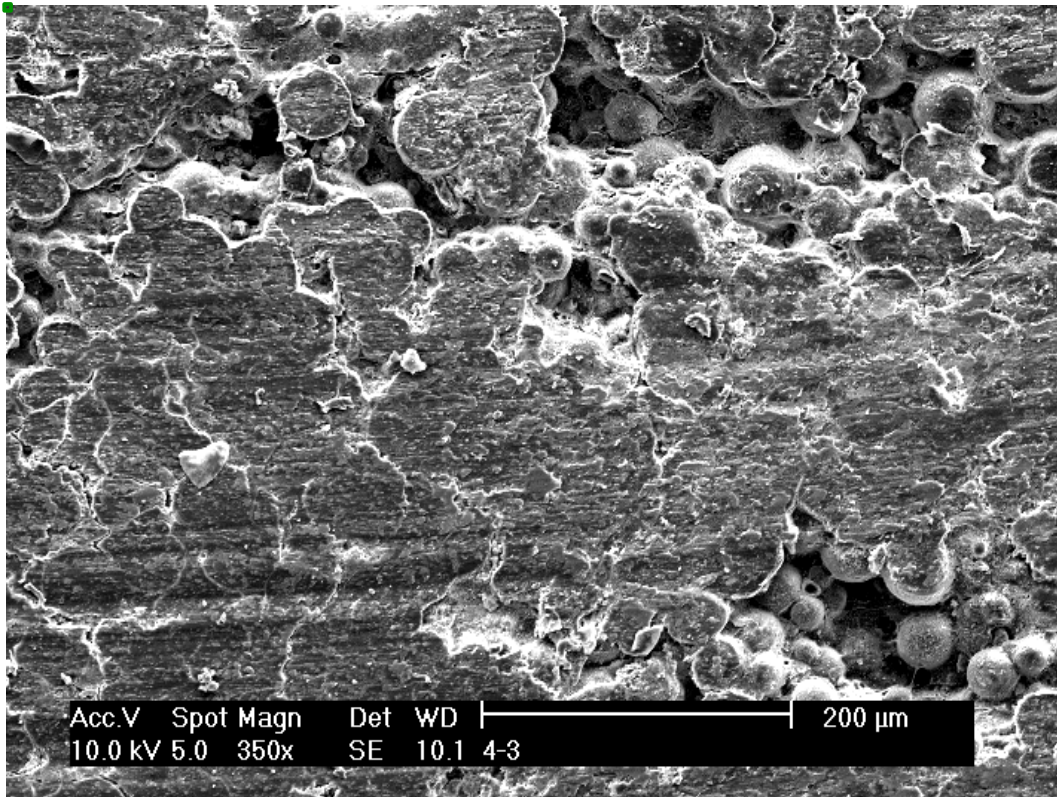


Imagen 45: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos

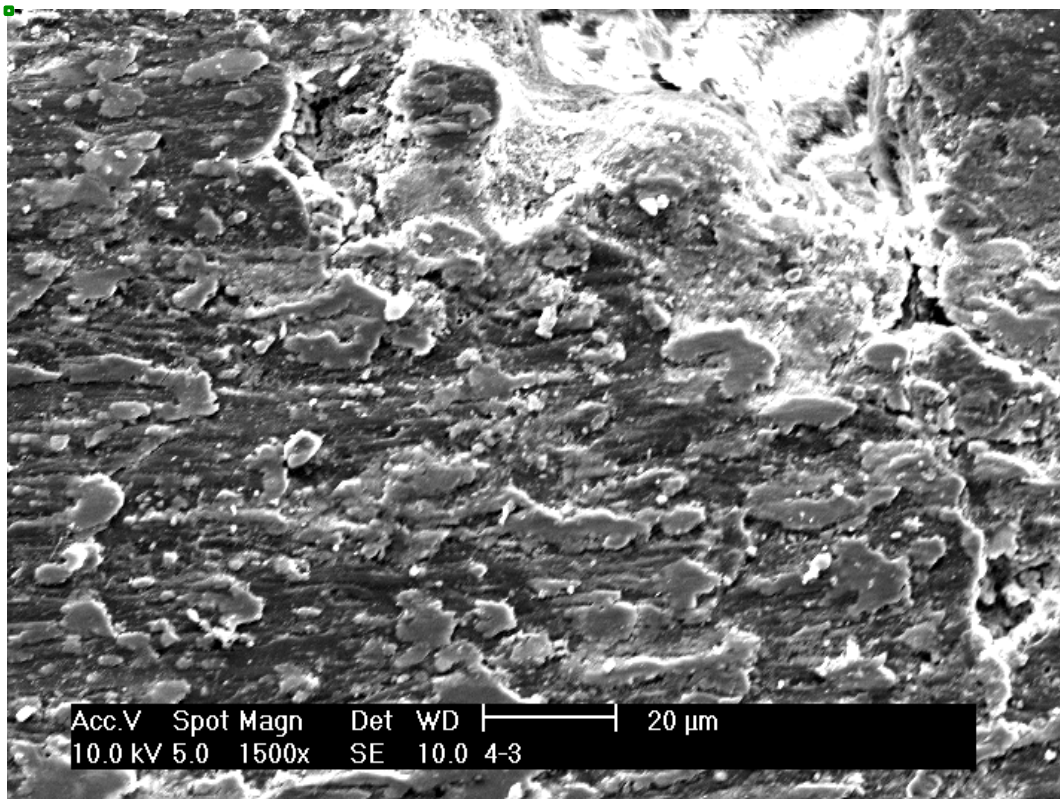


Imagen 46: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos

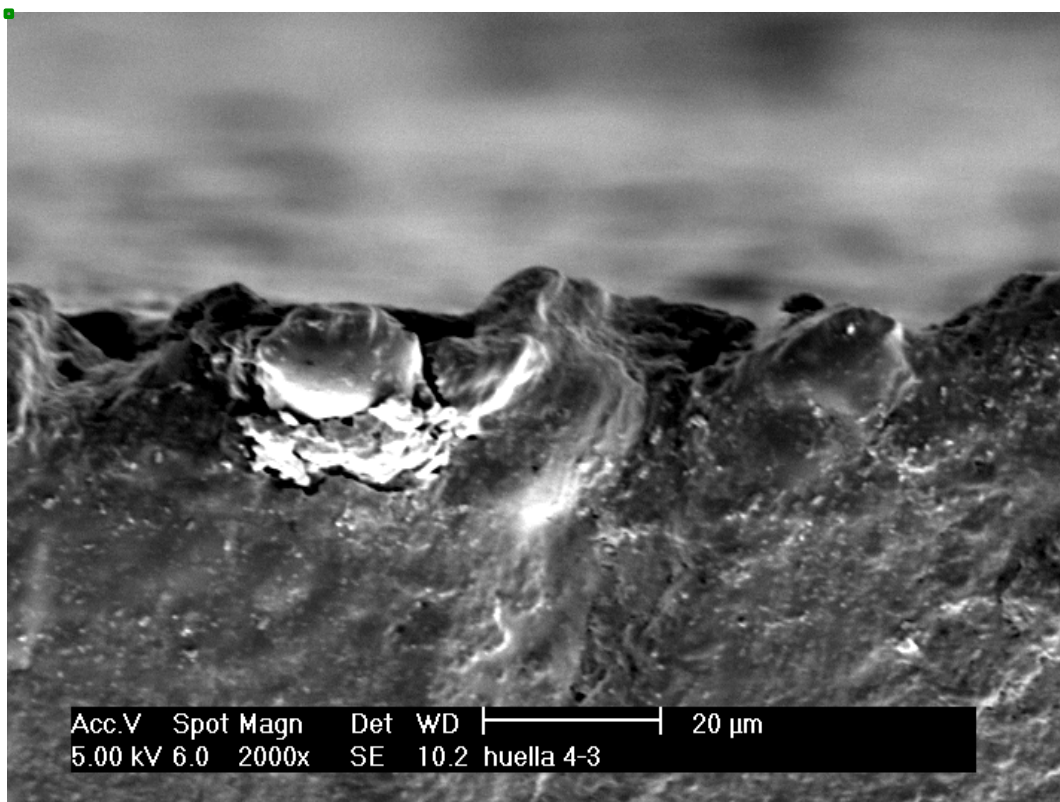


Imagen 47: Vista de superficie de un corte transversal de una muestra del grupo 4 tras una semana en suero a dos mil aumentos

Grupo 5

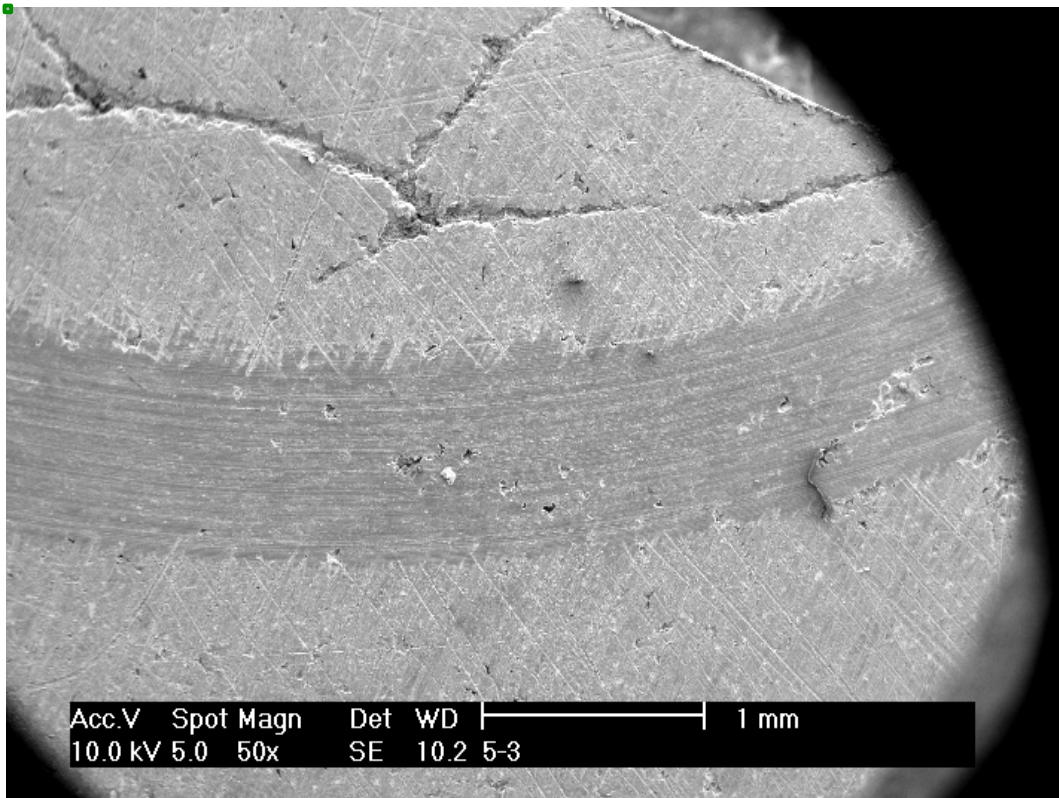


Imagen 48: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras una semana en suero a cincuenta aumentos

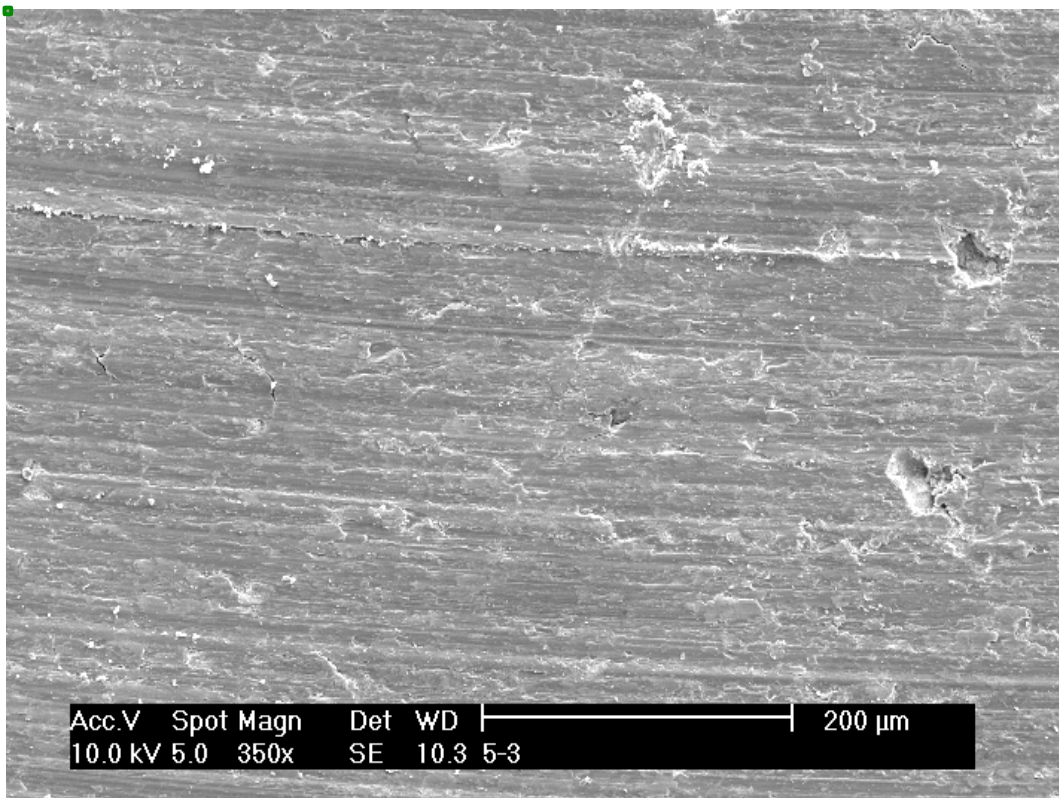


Imagen 49: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos

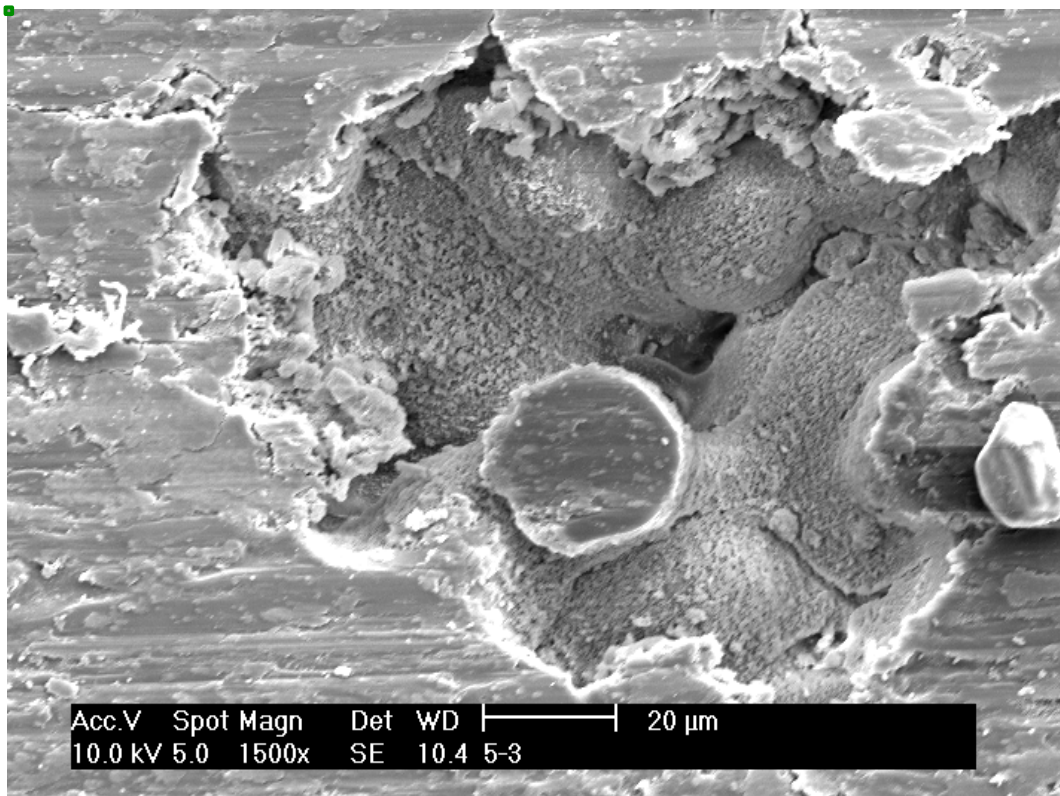


Imagen 50: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras una semana en suero a mil quinientos aumentos

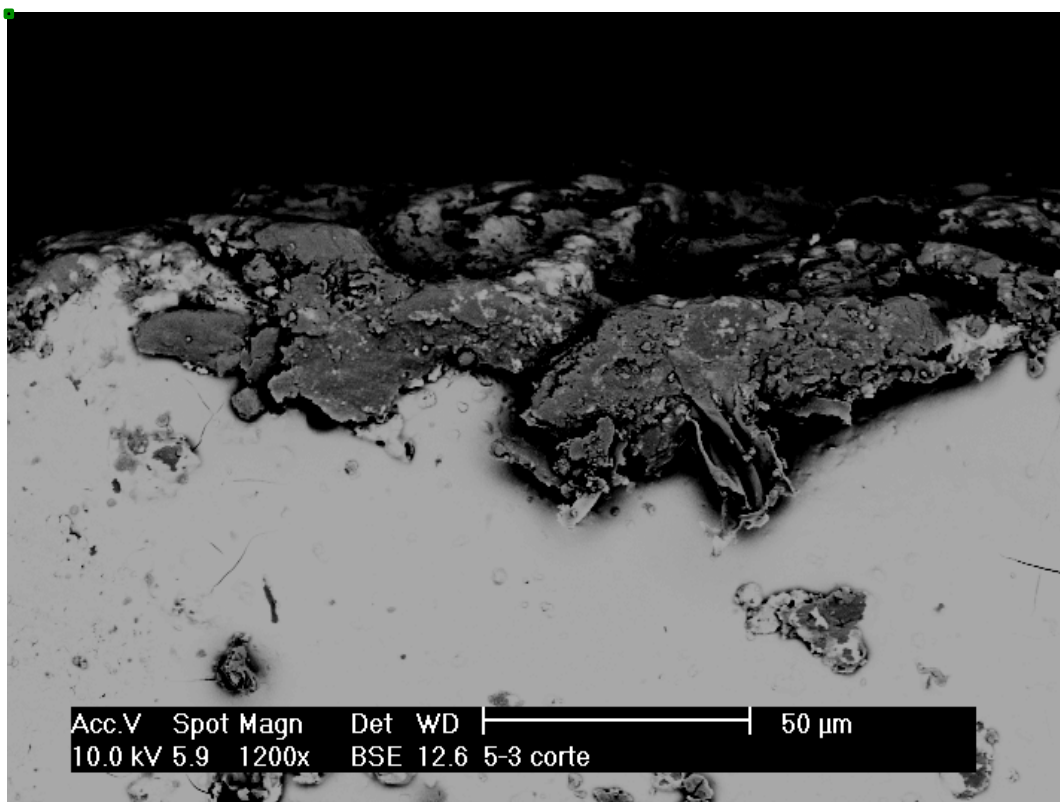


Imagen 51: Corte transversal de muestras del grupo 5 tras una semana en suero vista a mil doscientos aumentos con técnica BSE

Grupo 6

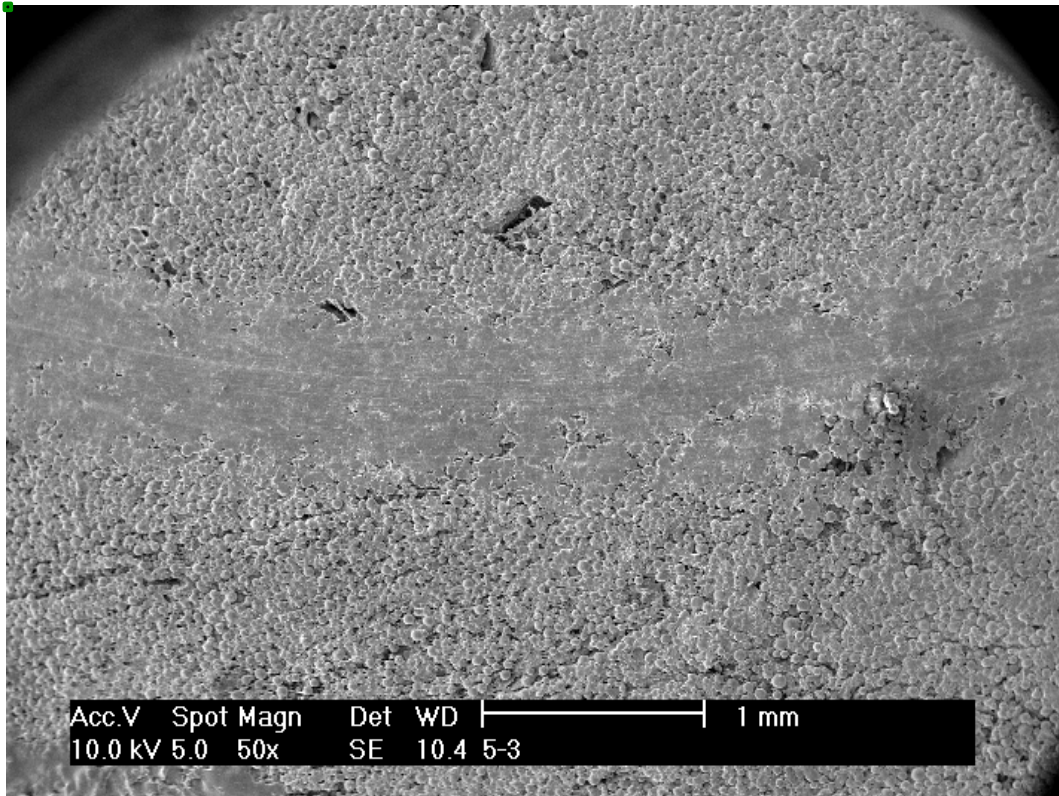


Imagen 52: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras una semana en suero a cincuenta aumentos

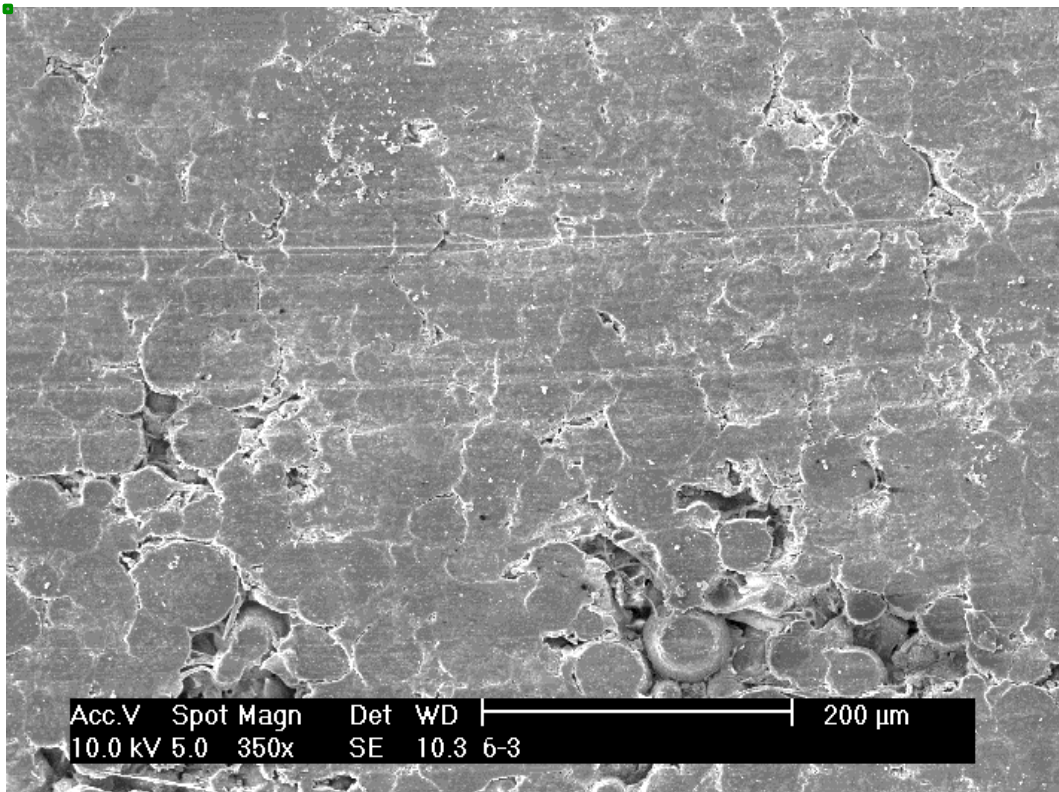


Imagen 53: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras una semana en suero a trescientos cincuenta aumentos

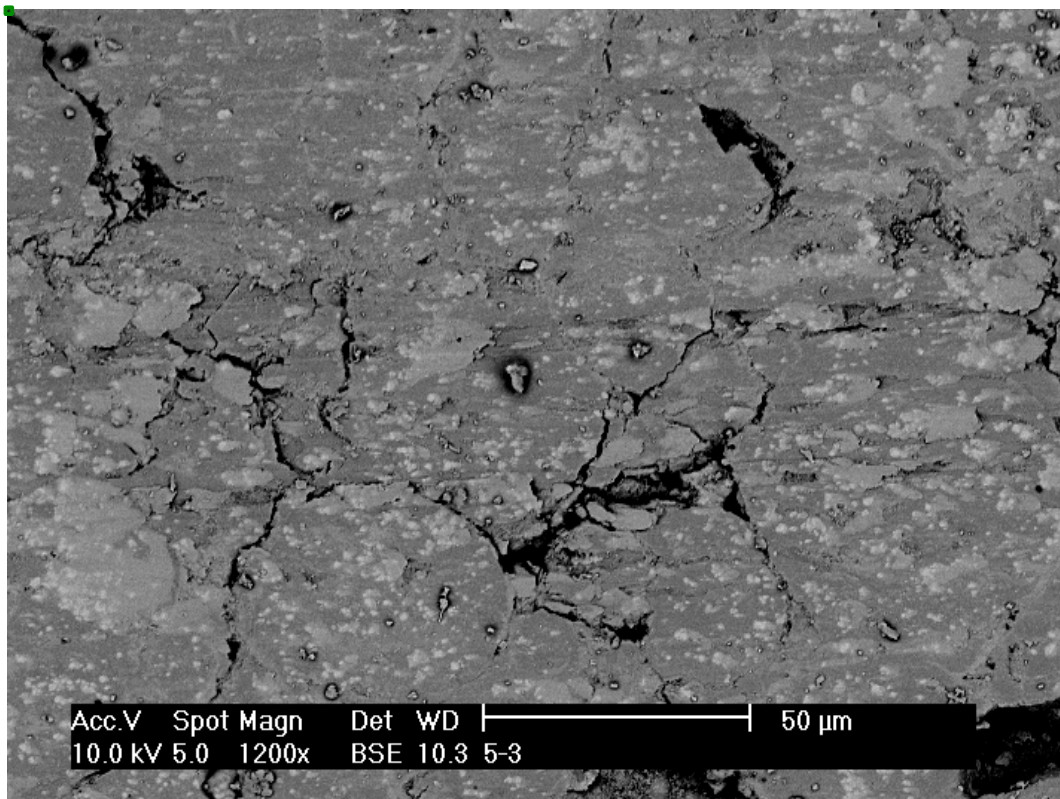


Imagen 54: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras una semana en suero a mil doscientos aumentos con BSE

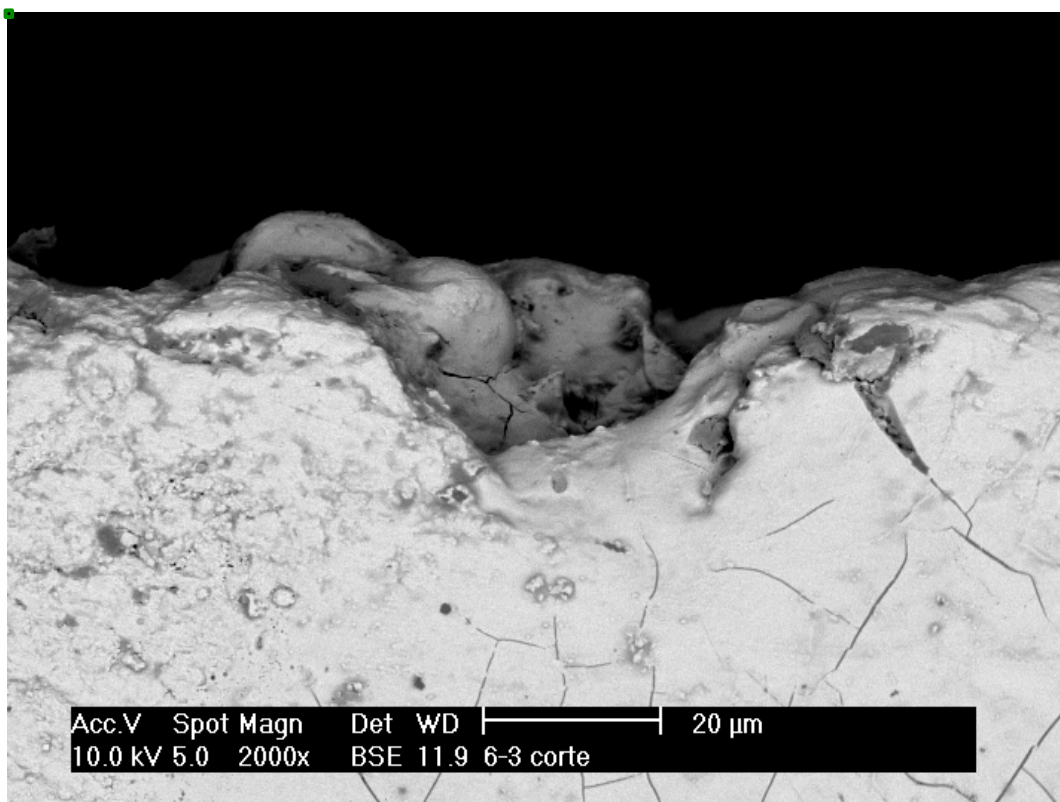


Imagen 55: Vista de superficie de corte transversal de muestra del grupo 6 tras una semana en suero a dos mil aumentos con técnica de BSE

9.4 IMÁGENES DEL ENSAYO DE DESGASTE PARA LA CONDICIÓN EN HÚMEDO TRAS UNA MES EN SUERO

Grupo 1

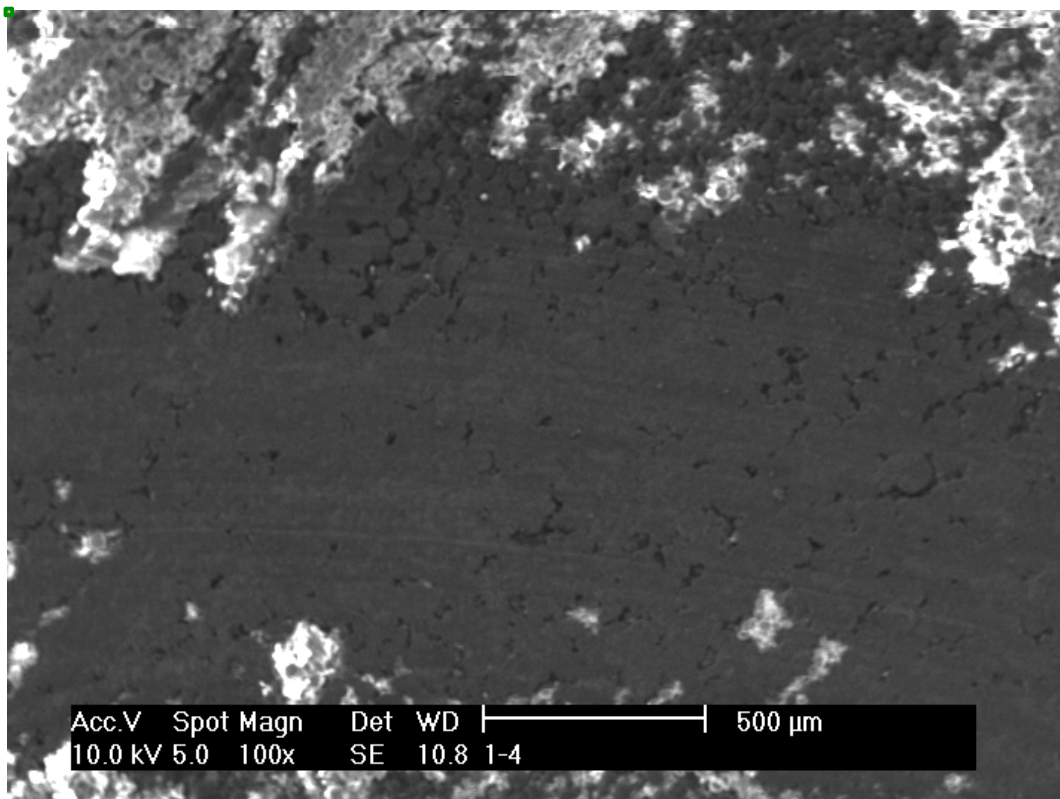


Imagen 56: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras una semana en suero a cien aumentos

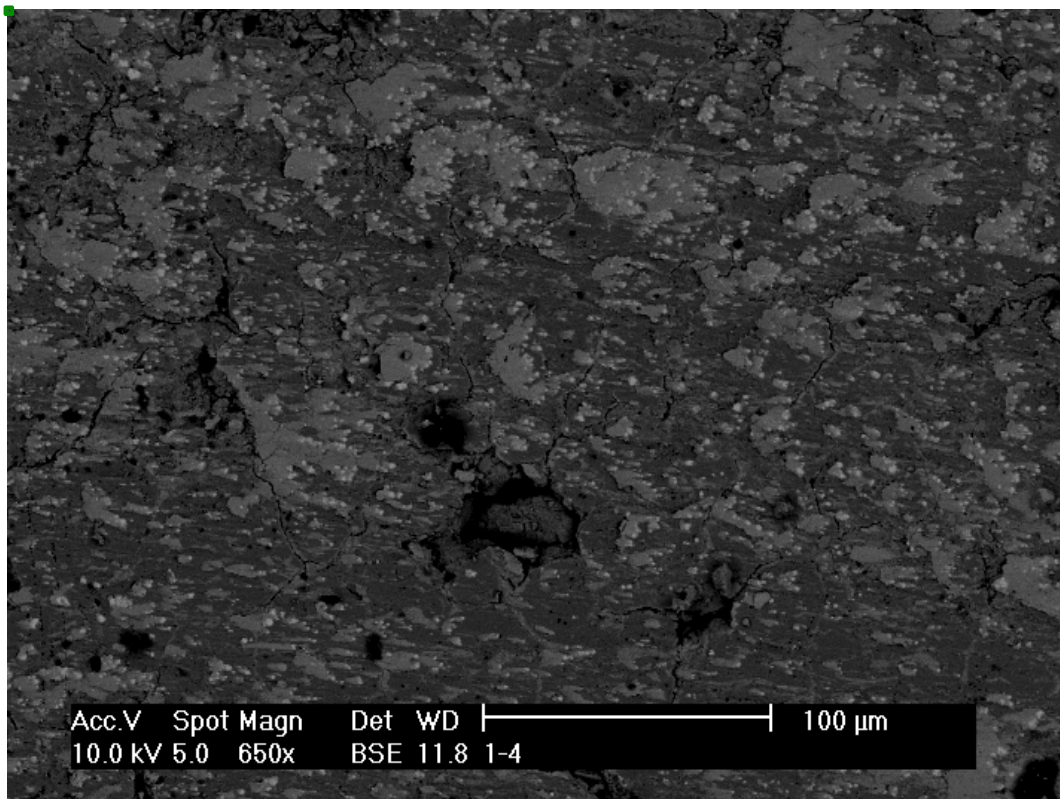


Imagen 57: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE

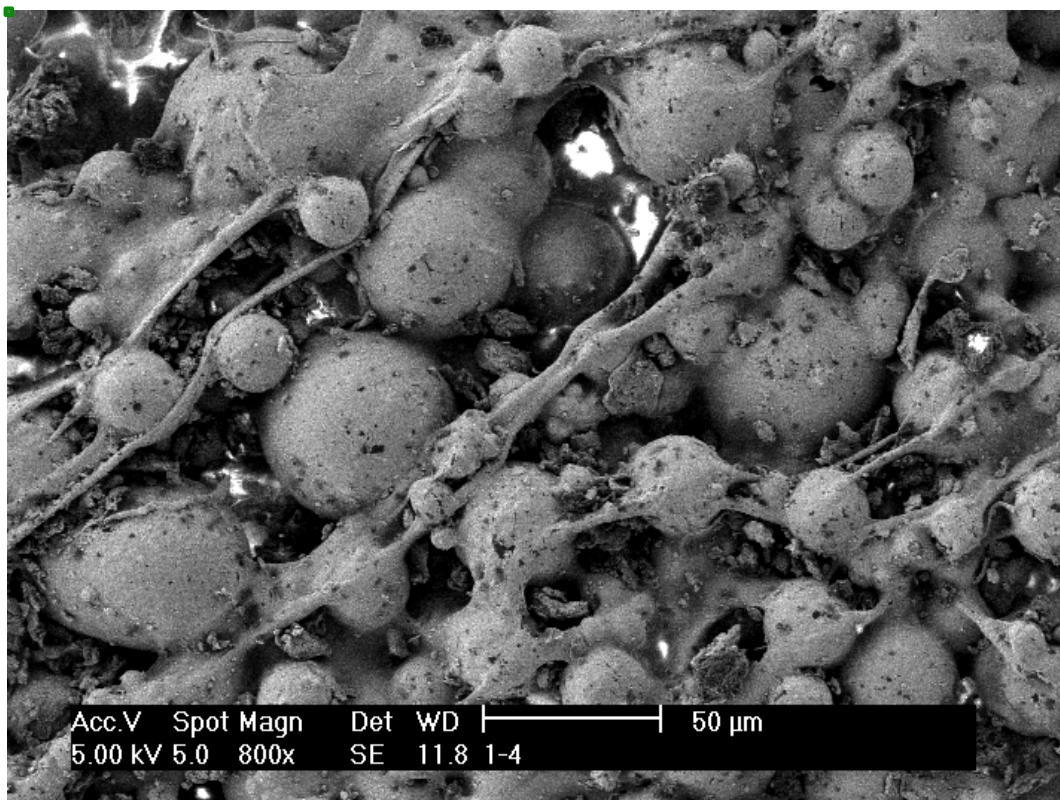


Imagen 58: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 1 tras un mes en suero a ochocientos aumentos

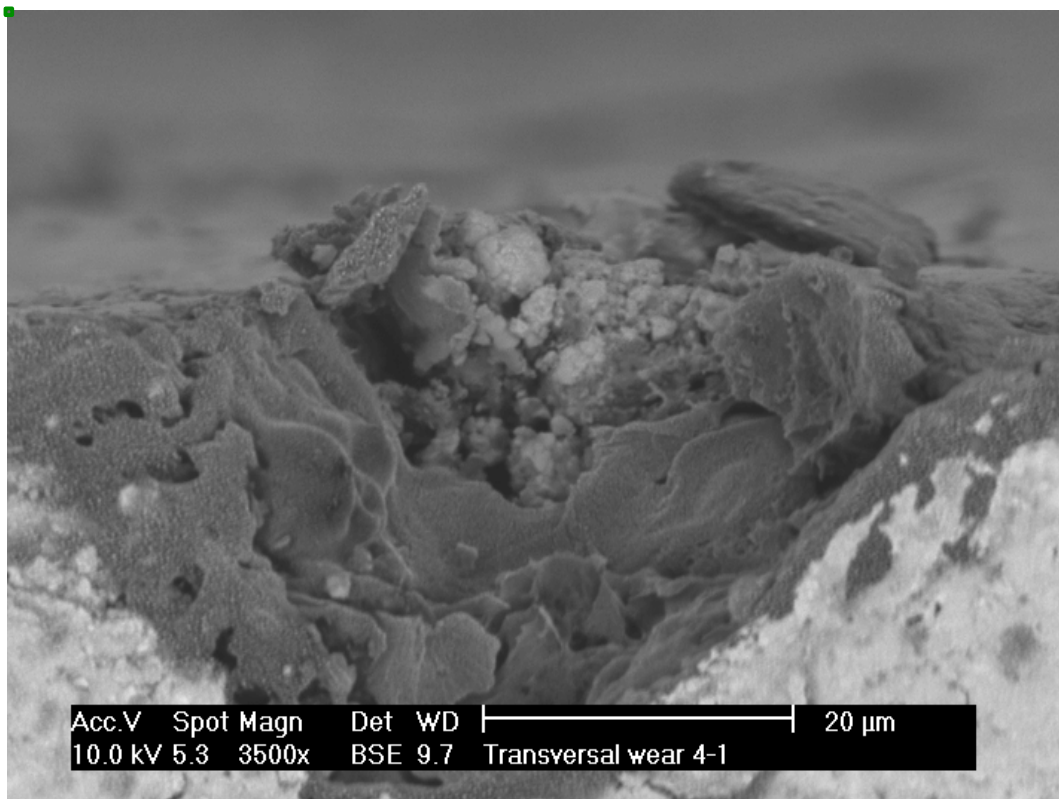


Imagen 59: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 1 tras un mes en suero con tres mil quinientos aumentos y técnica BSE

Grupo 2

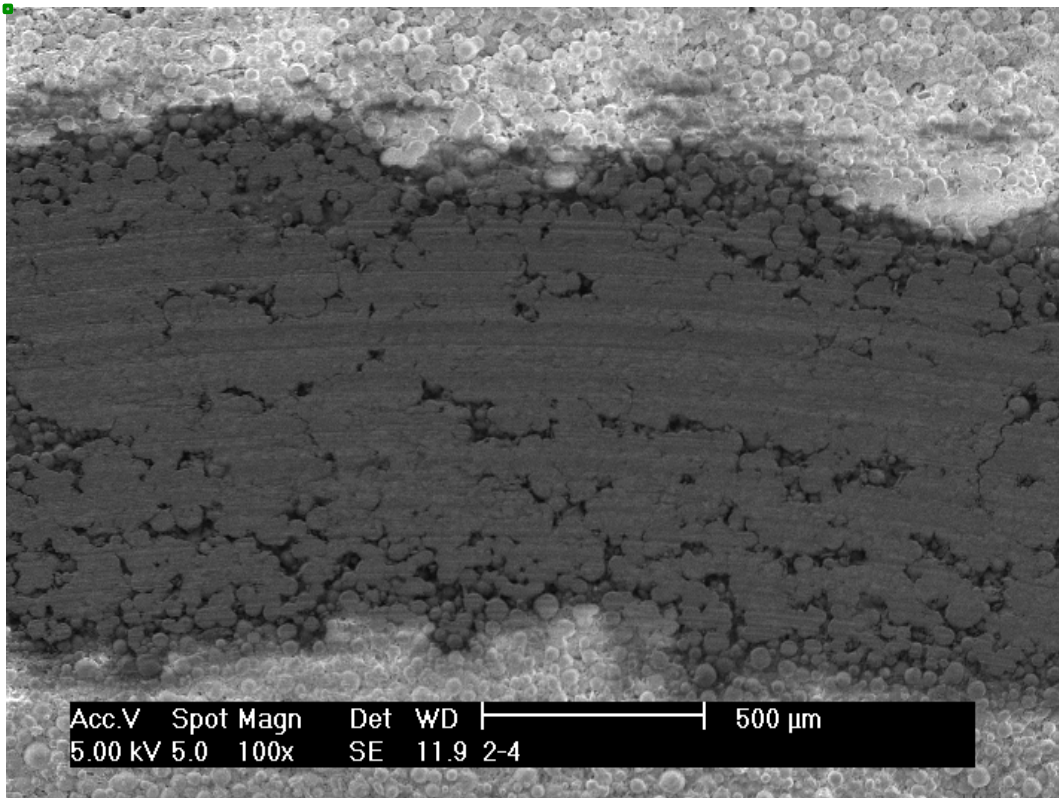


Imagen 60: Vista de la pista de desgaste del grupo 2 tras un mes en suero a cien aumentos

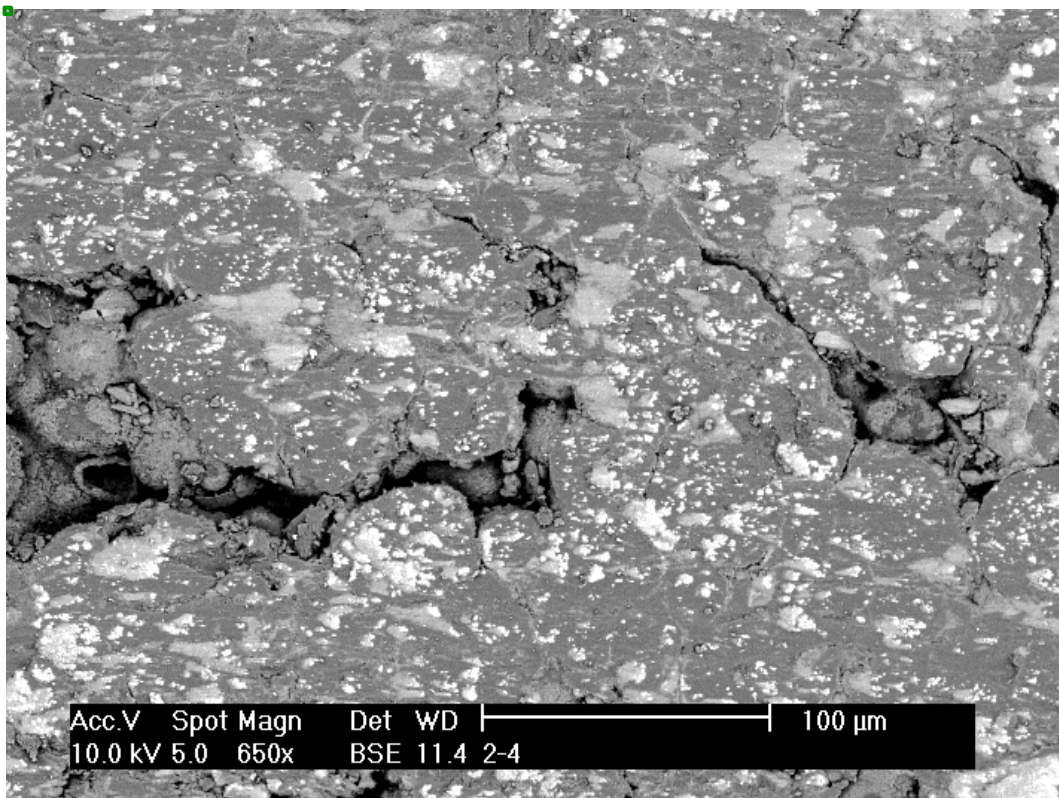


Imagen 61: Vista de la pista de desgaste del grupo 1 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica de BSE

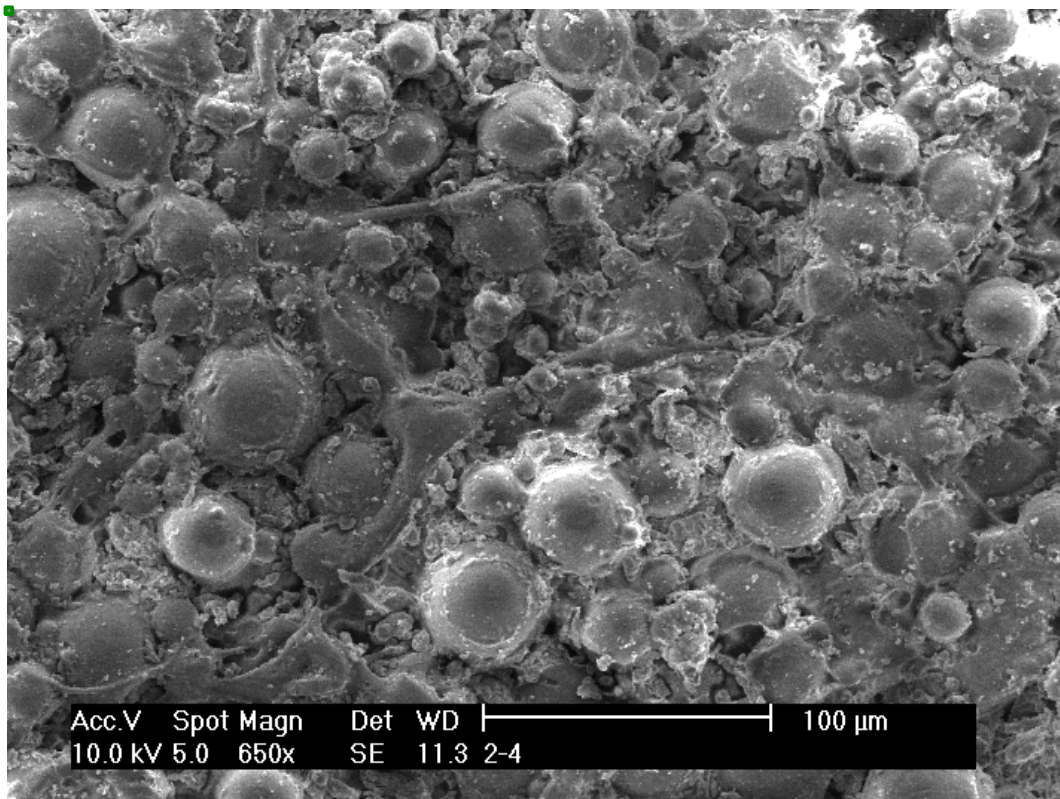


Imagen 62: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 2 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos

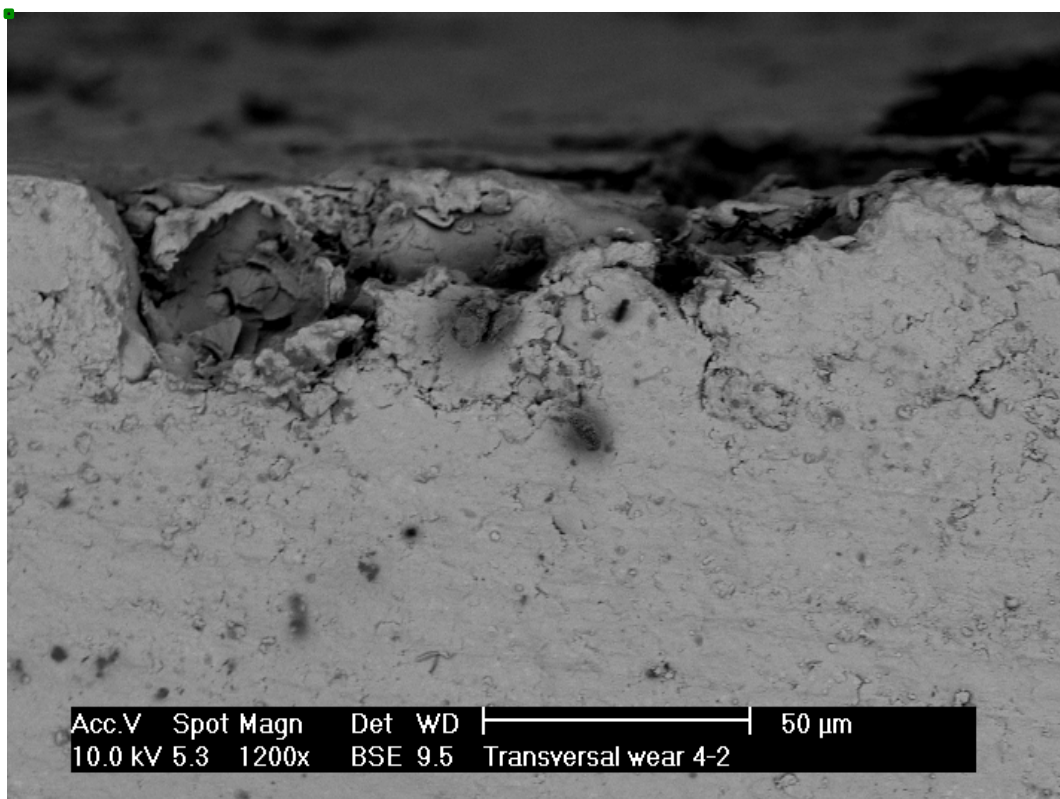


Imagen 63: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 2 tras un mes en suero a mil doscientos aumentos y técnica BSE

Grupo 3

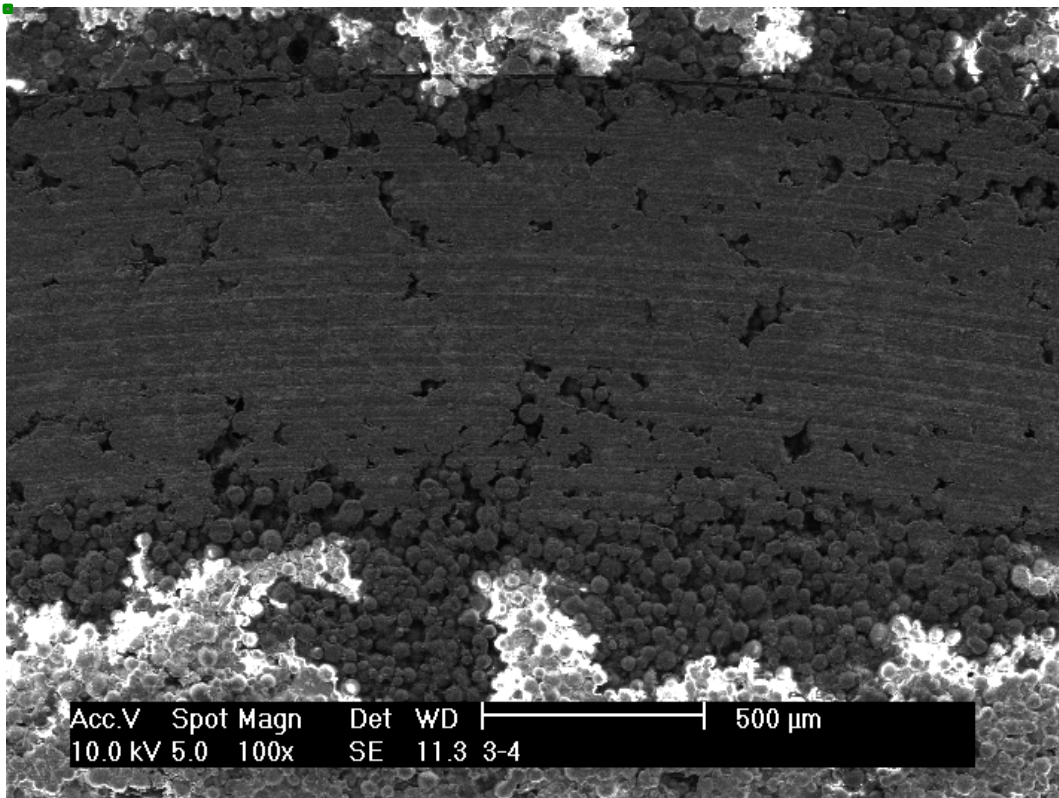


Imagen 64: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras un mes en suero a cien aumentos

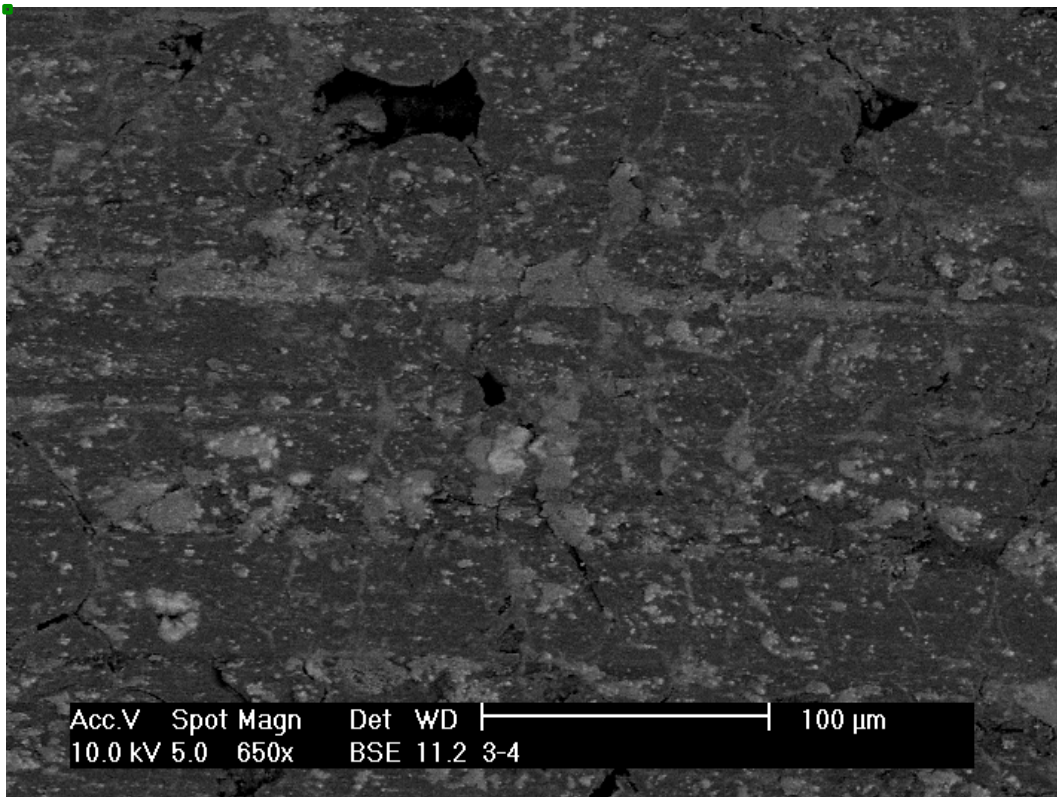


Imagen 65: Vista de la pista de desgaste del grupo 3 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE

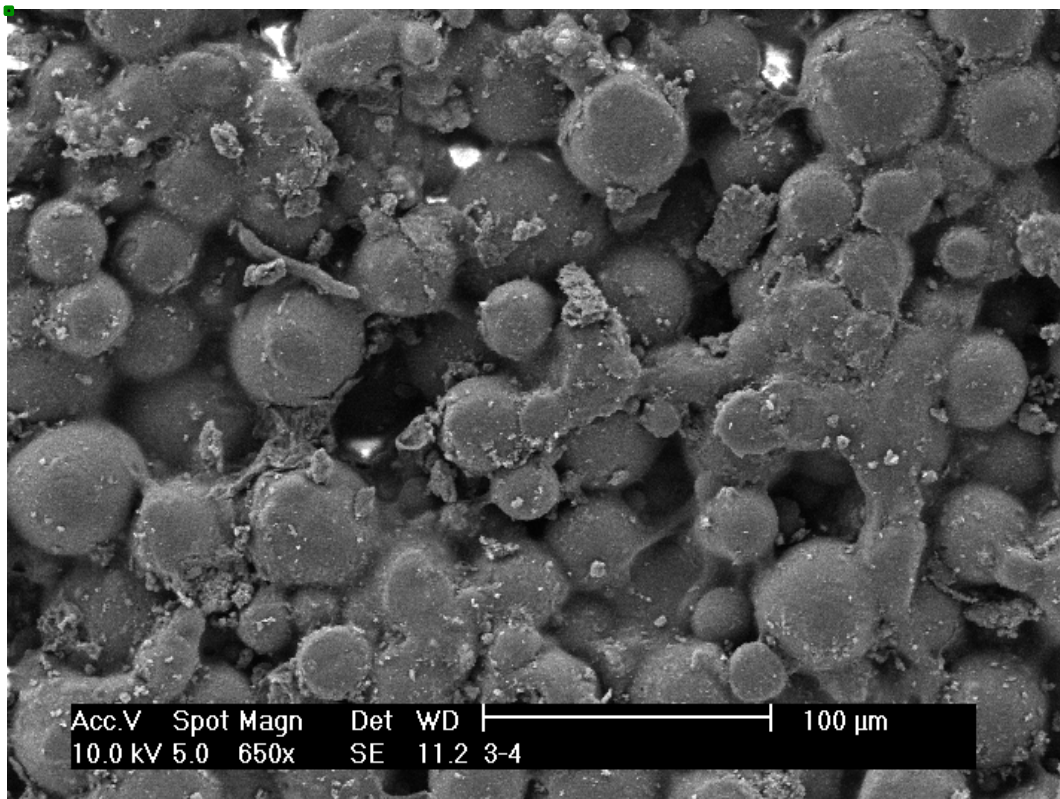


Imagen 66: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 3 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos

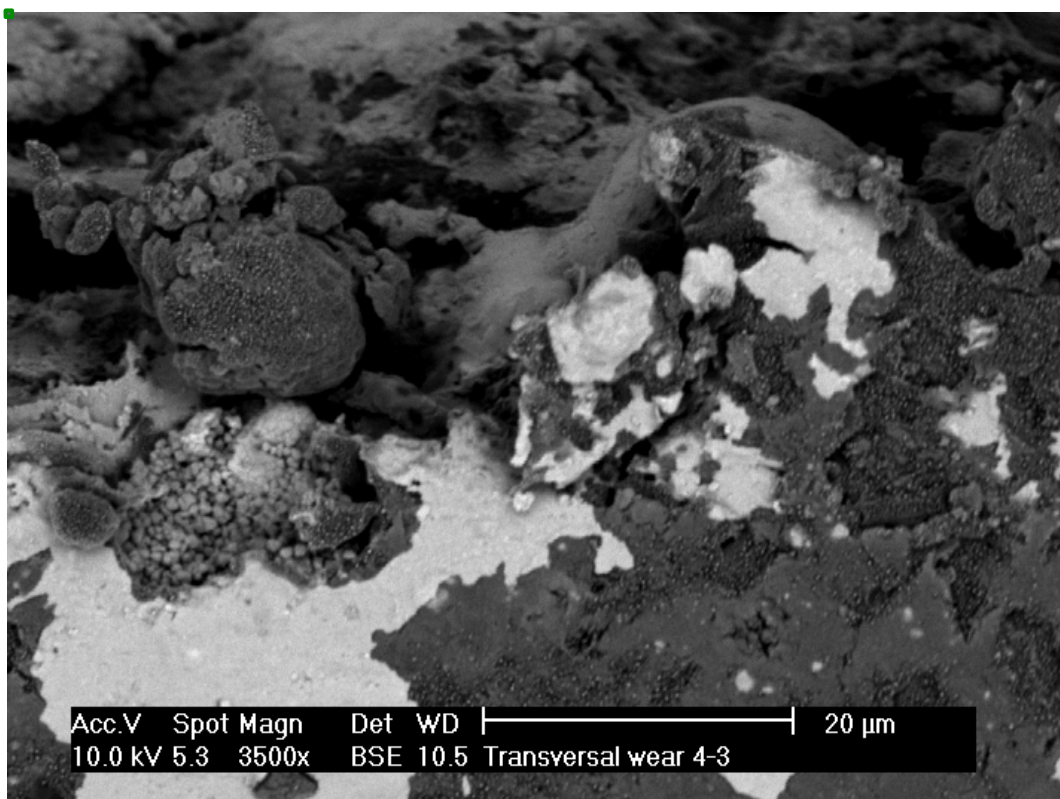


Imagen 67: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 3 tras un mes en suero a tres mil quinientos aumentos y técnica BSE

Grupo 4

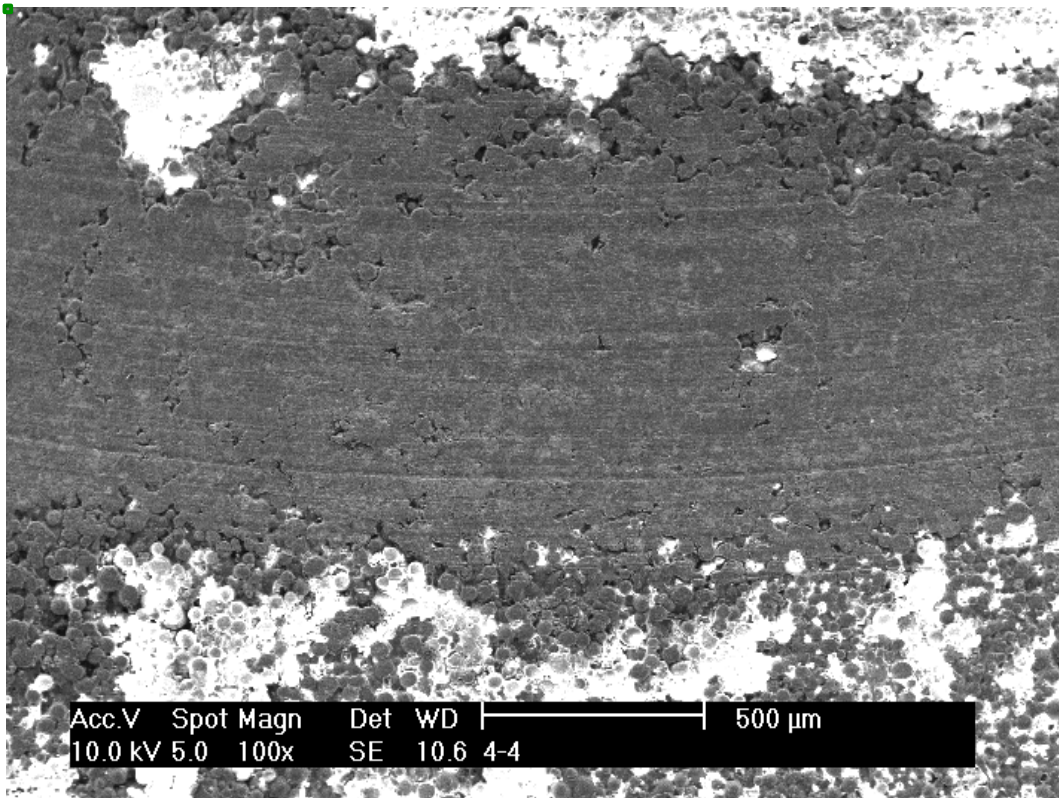


Imagen 68: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras un mes en suero a cien aumentos

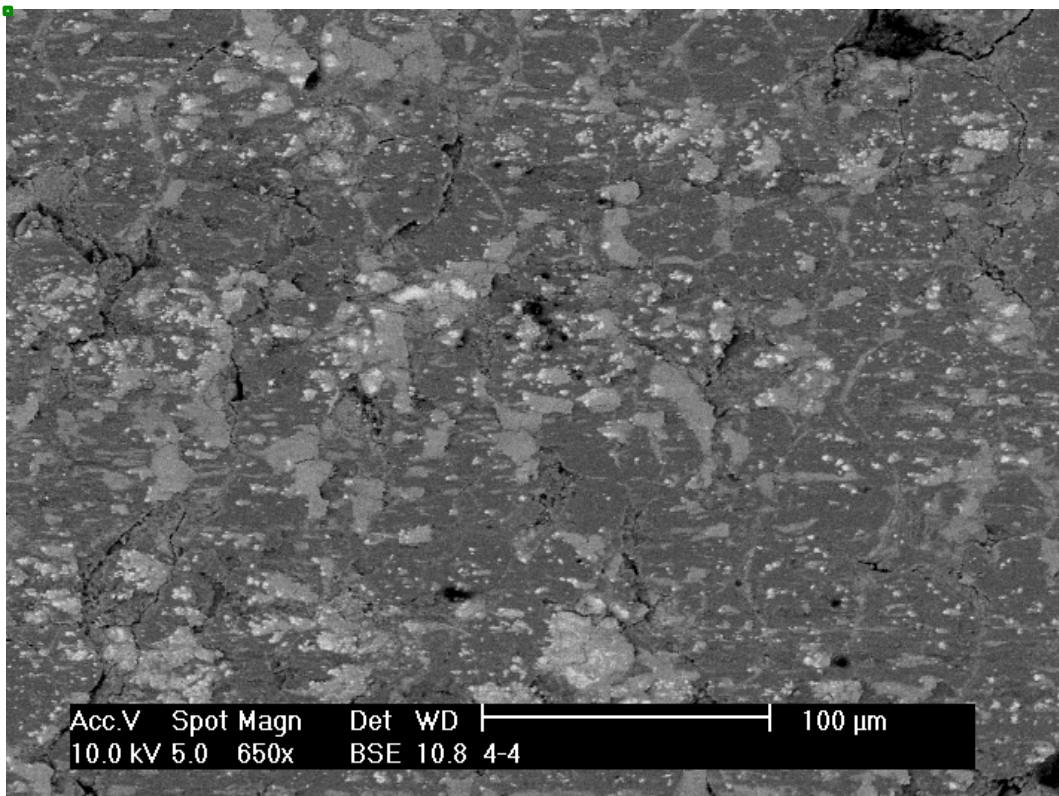


Imagen 69: Vista de la pista de desgaste del grupo 4 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE

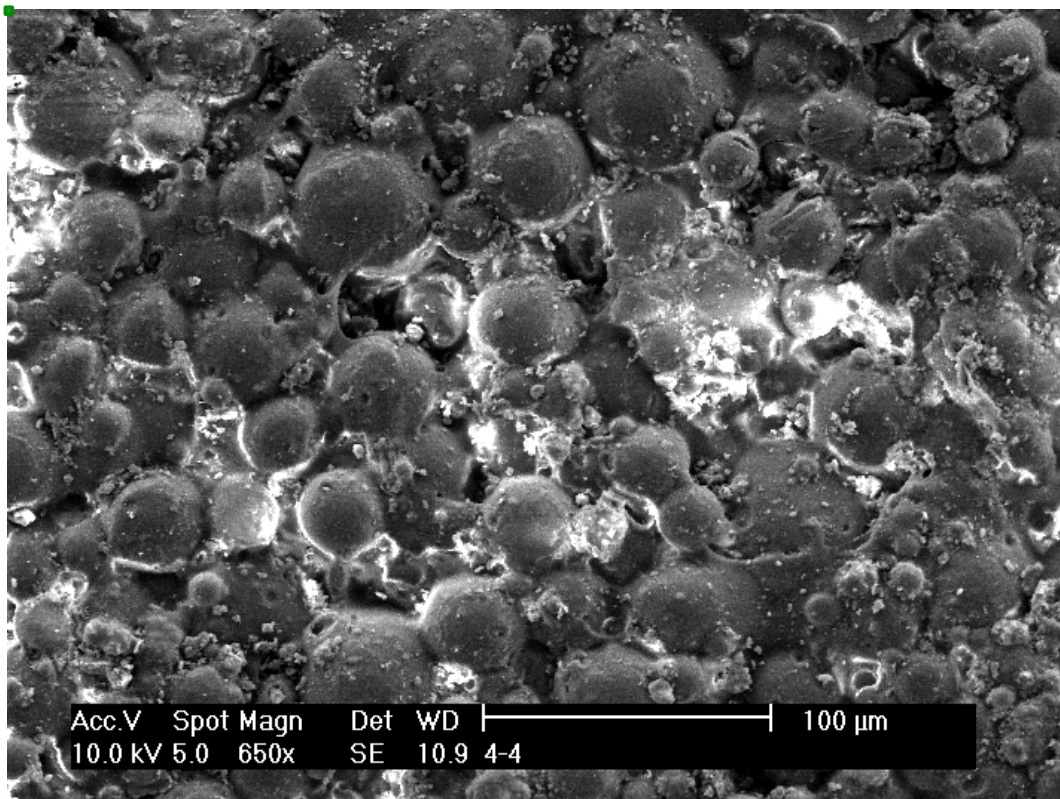


Imagen 70: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 4 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos

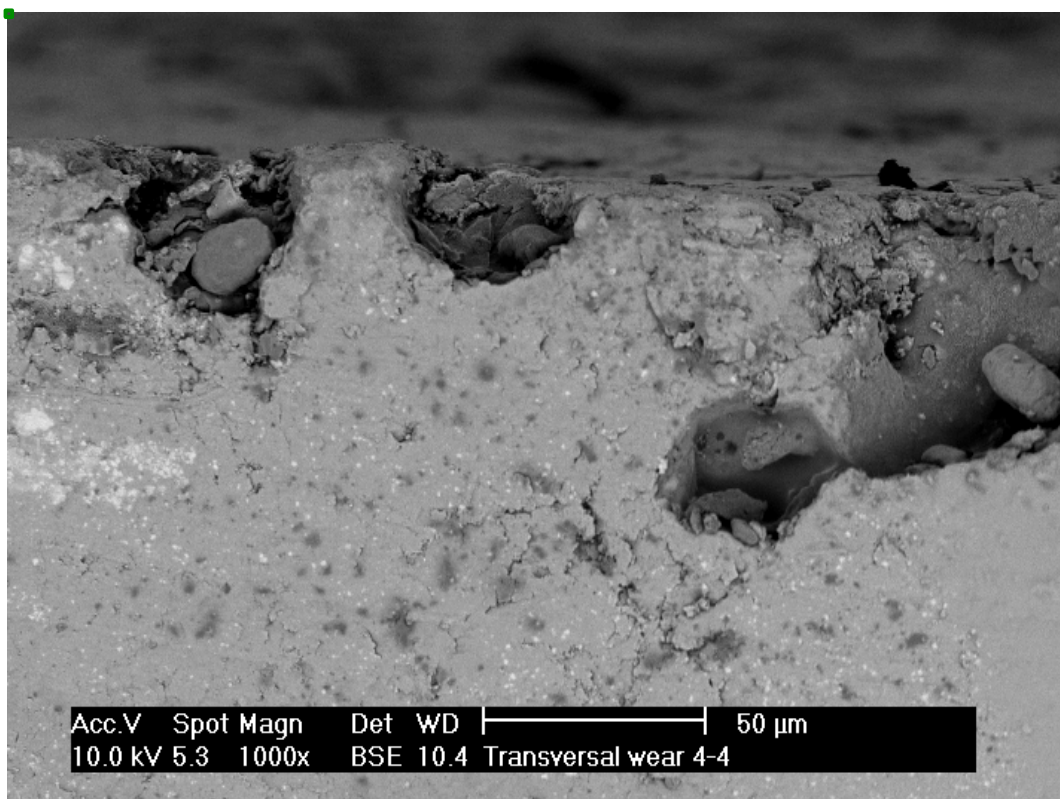


Imagen 71: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 4 tras un mes en suero a mil aumentos y técnica BSE

Grupo 5

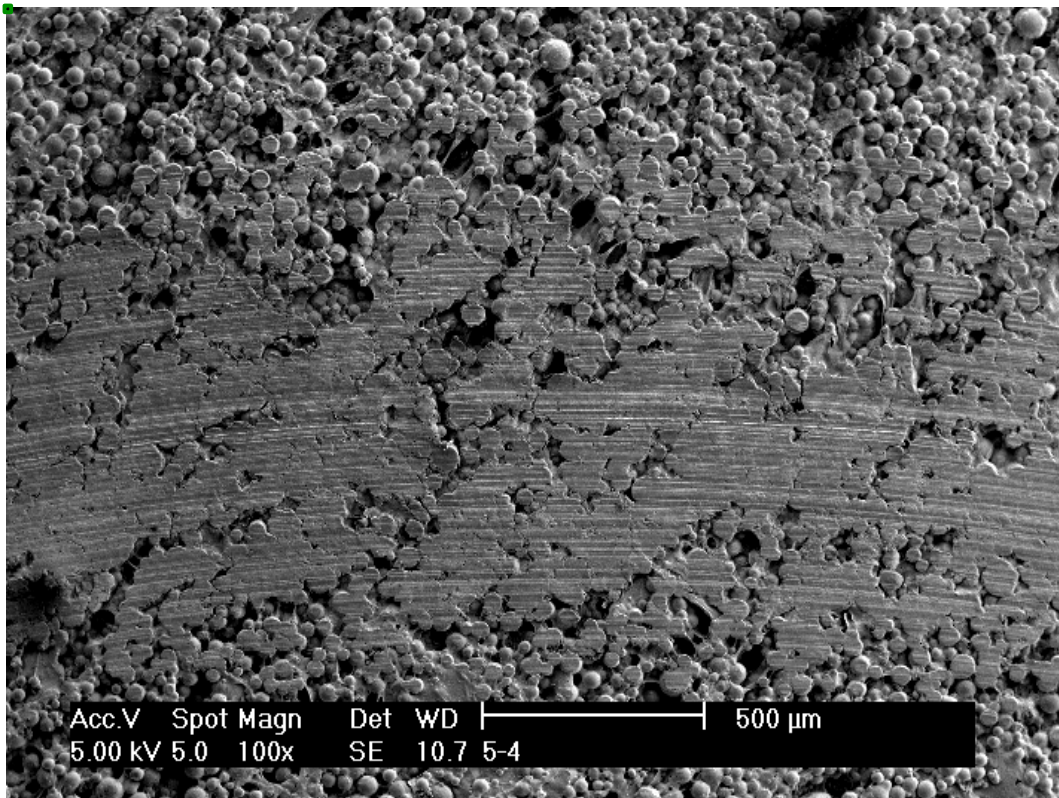


Imagen 72: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras un mes en suero a cien aumentos

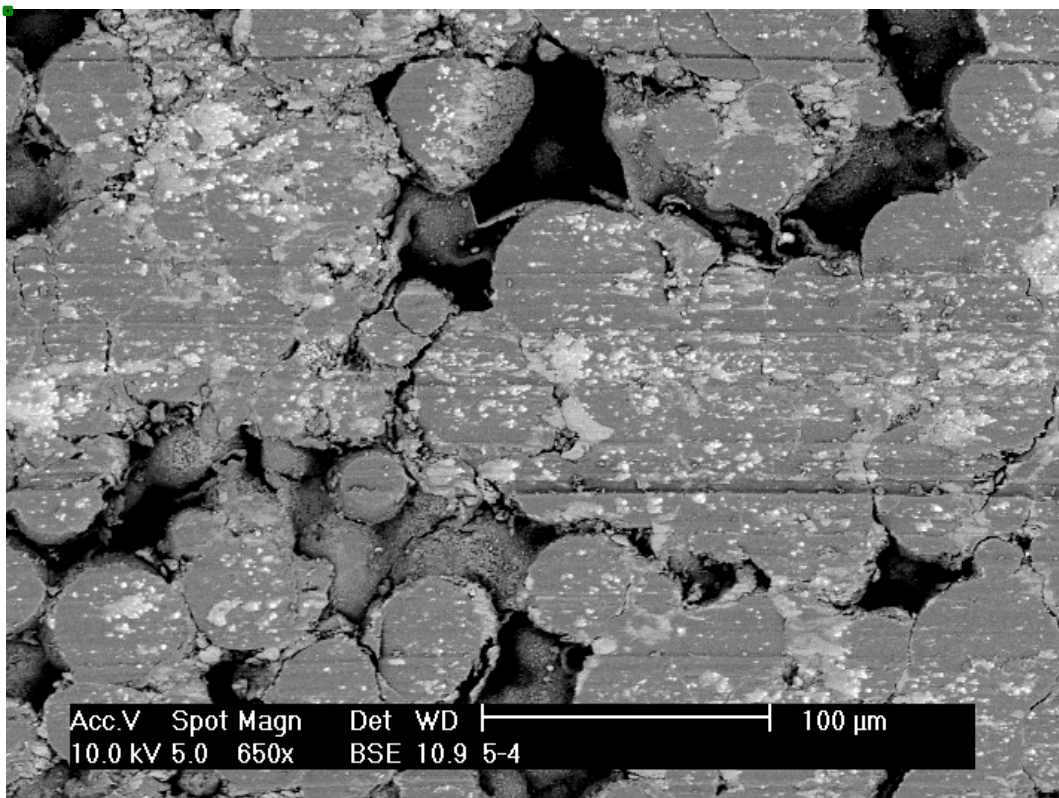


Imagen 73: Vista de la pista de desgaste del grupo 5 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con técnica BSE

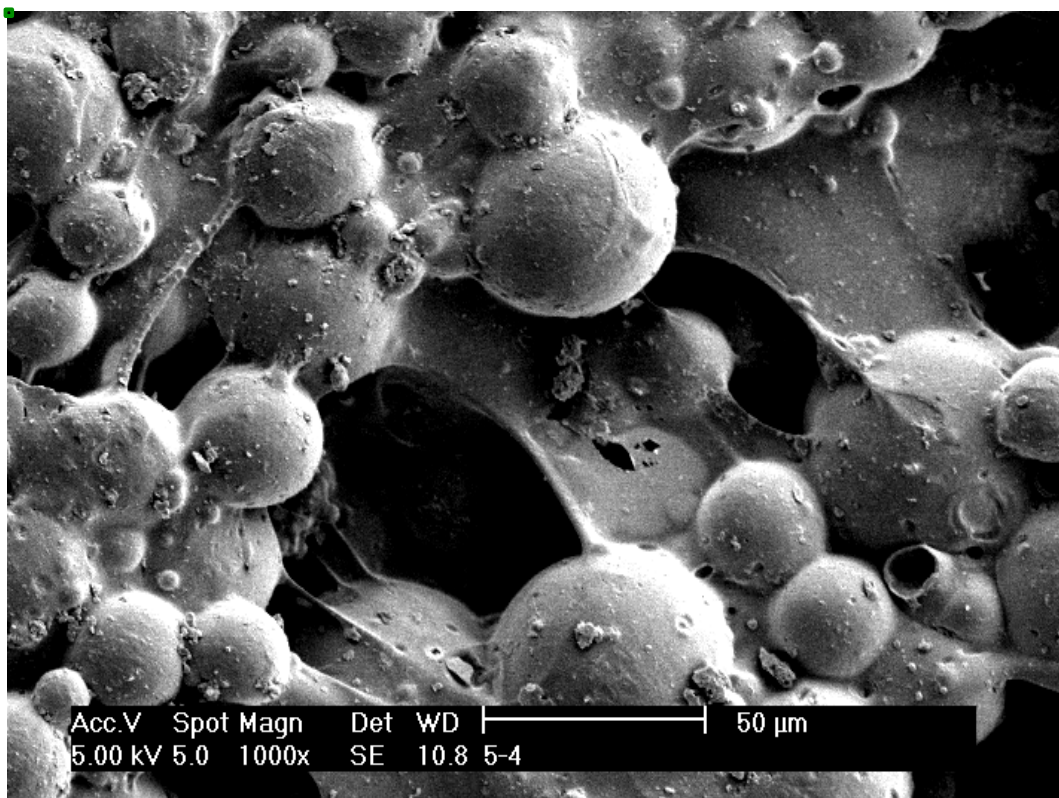


Imagen 74: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 5 tras un mes en suero a mil aumentos

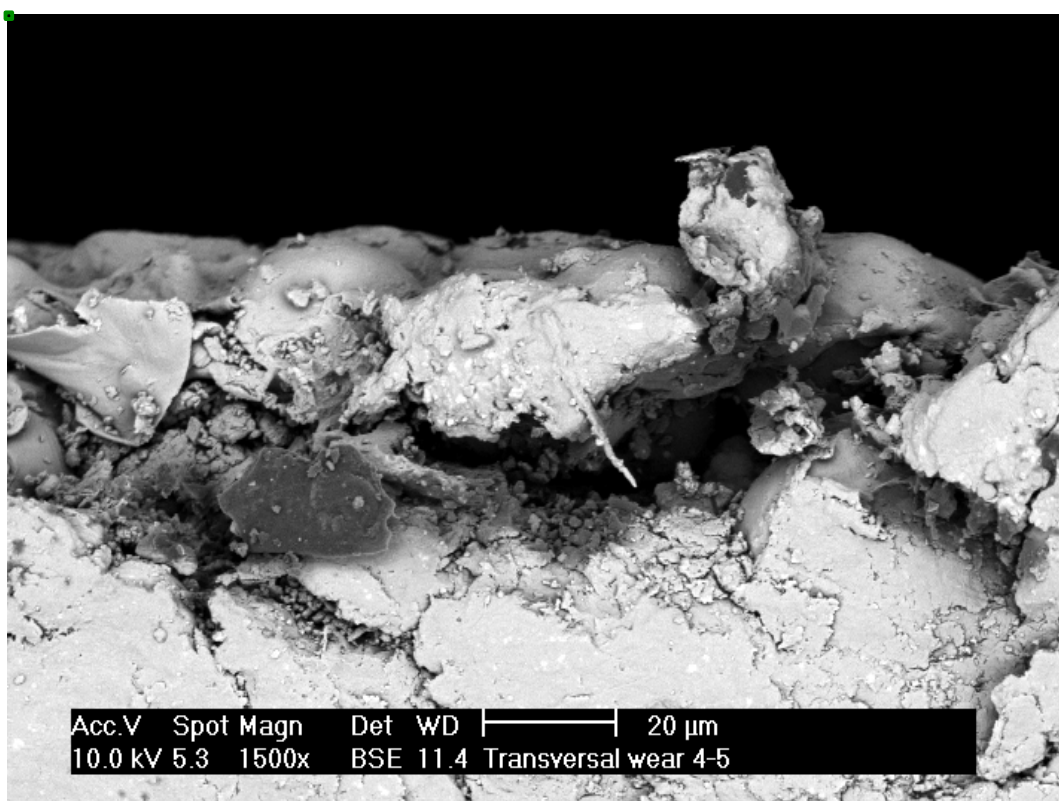


Imagen 75: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 5 tras un mes en suero a mil quinientos aumentos y técnica BSE

Grupo 6

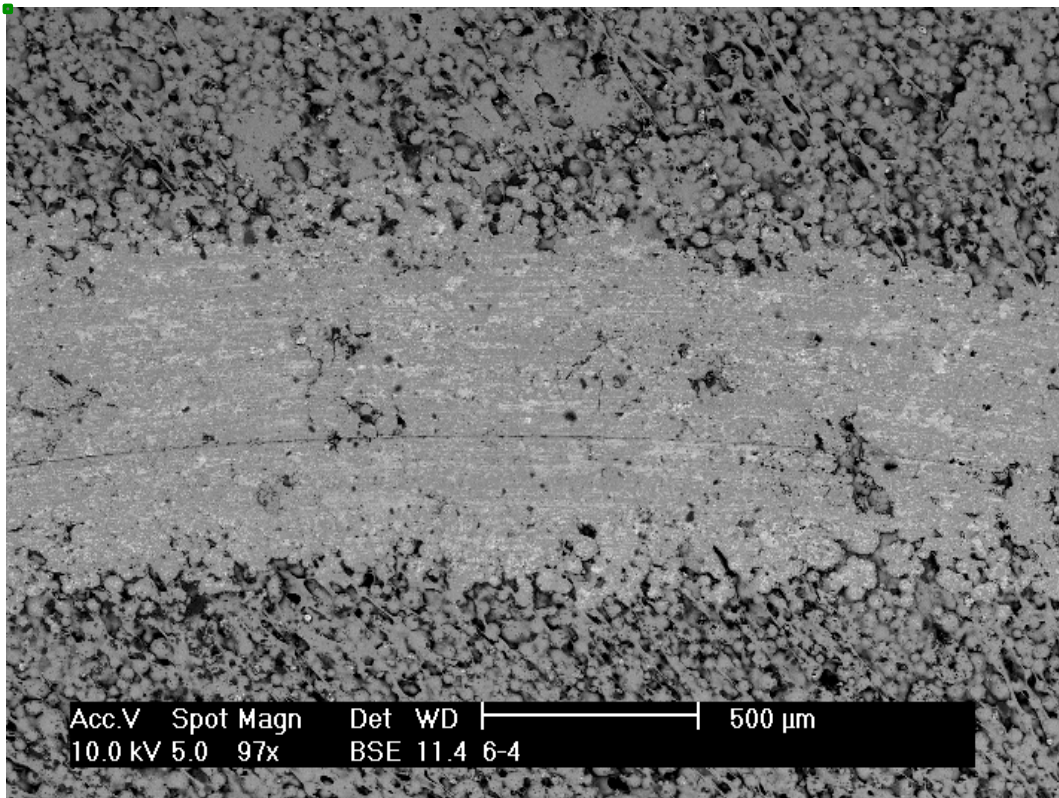


Imagen 76: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras un mes en suero a cien aumentos con BSE

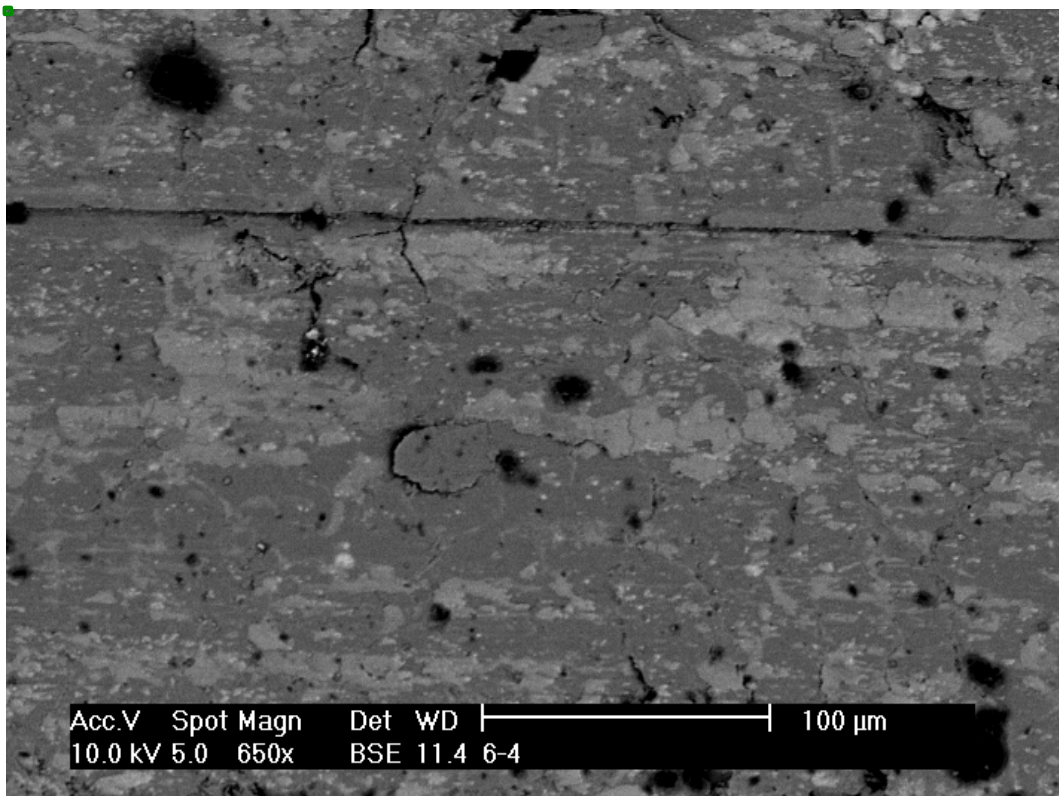


Imagen 77: Vista de la pista de desgaste del grupo 6 tras un mes en suero a seiscientos cincuenta aumentos con BSE

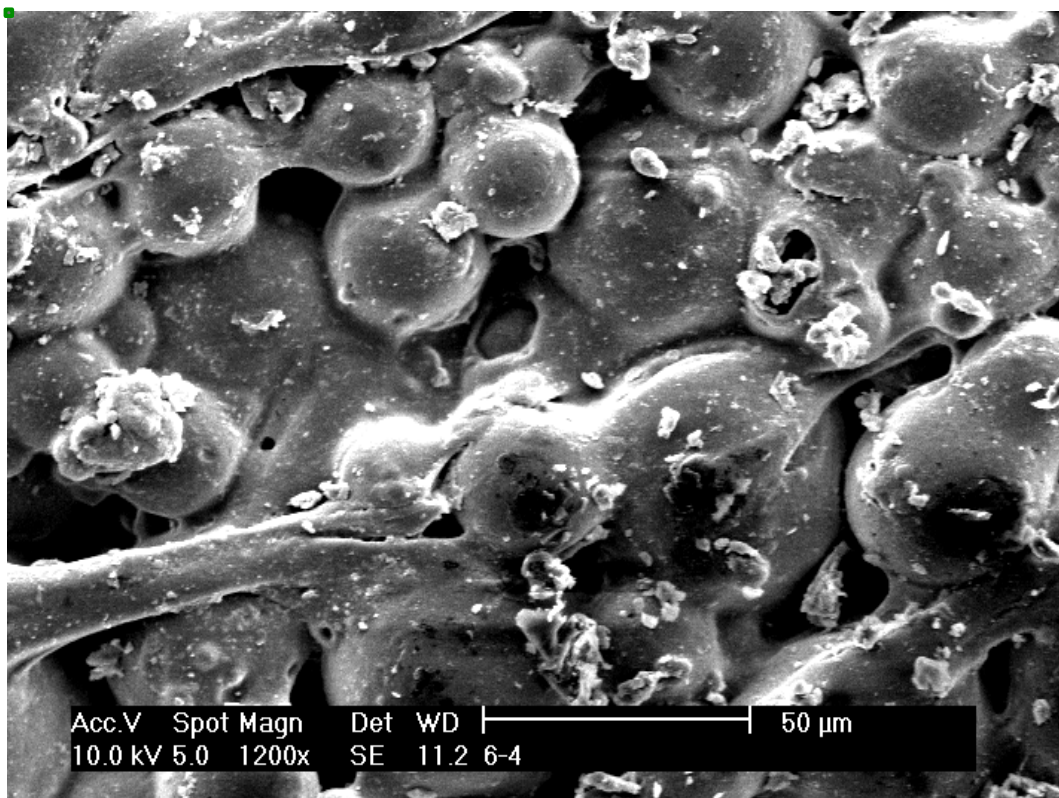


Imagen 78: Imagen superficie normal de una muestra del grupo 6 tras un mes en suero a mil doscientos aumentos

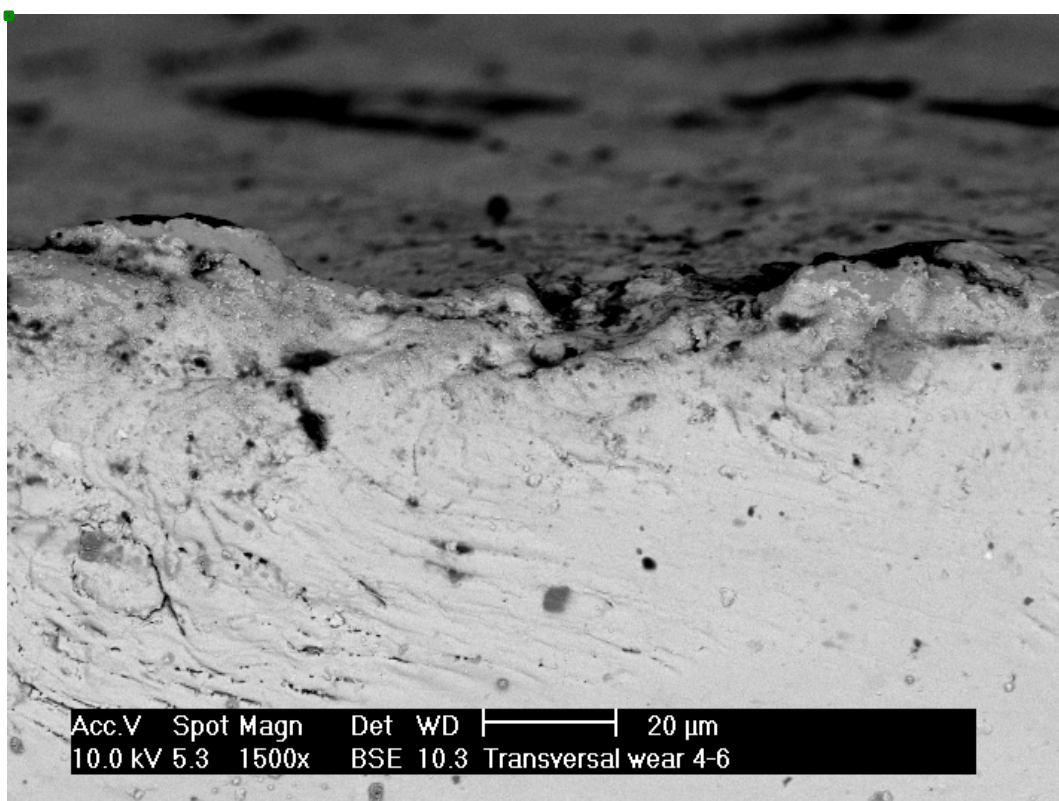


Imagen 79: Vista superficie corte transversal de muestra del grupo 6 tras un mes en suero a mil quinientos aumentos y técnica BSE
